Institut für STRAHLEN HYGIENE

DIAGNOSTIK UND THERAPIE BEI KONTAMINATIONEN MIT TRANSURANEN

Peter Wust

August 1984

ISH-Heft 45

Bundesgesundheitsamt

Diss Berlin

Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin
und Physikalische Therapie
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. K. Oeff)
Physik und Strahlenschutz (Biophysik)
Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin

Institut für Strahlenhygiene
des Bundesgesundheitsamtes, Neuheuberg/München
(Leiter: Prof. Dr. A. Kaul)

D I A G N O S T I K U N D T H E R A P I E
B E I
W U N D K O N T A M I N A T I O N E N M I T T R A N S U R A N E N

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
P e t e r W u s t
aus Berlin

DIAGNOSTIK UND THERAPIE BEI WUNDKONTAMINATIONEN MIT TRANSURANEN

von

Peter Wust

August 1984

Institut für Strahlenhygiene des Bundesgesundheitsamtes, Ingolstädter Landstraße 1, 8042 Neuherberg b/München

Referent: Prof. Dr. A. Kaul

Korreferent: Prof. Dr. R. Felix

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am 11. August 1984

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

		Seite
1.	Einleitung	5
2.	Eigenschaften von Transuranen im Hinblick auf Wundkontaminationen	7
2.1.	Arbeitsmedizinische Aspekte	7
2.2.	Kernphysikalische Eigenschaften	8
2.3.	Metabolismus der Transurane	11
2.4.	Berechnung von Organdosen	15
2.5.	Risikoabschätzungen	26
3.	Diagnostische Möglichkeiten bei Wundkontaminationen	29
3.1.	Allgemeine Vorbemerkungen	29
3.2.	Nachweisgrenzen von Transurandepots im Gewebe durch Messung der Röntgenfluoreszenzstrahlung	33
3.3.	Einsatz von Kollimatoren zur Bestimmung charakteristischer Parameter von Transurandepots	37
3.3.1.	Geometrische Eigenschaften von Viellochkollimatoren	37
3.3.2.	Berechnung von Empfindlichkeitsprofilen	41
3.3.3.	Entwicklung optimaler Kollimatoren	55
3.4.	Der intraoperative Einsatz von Wundkontaminationszählern	57
4.	Inbetriebnahme eines Meßplatzes für Wundkontaminationen	59
4.1.	Beschreibung und Test der Einzelkomponenten	59
4.1.1.	Szintillationssonde	59
4.1.1.1.	Energieauflösung	62
4.1.1.2.	Ansprechwahrscheinlichkeit	64

Seite

4.1.2.	Differentialdiskriminator	66
4.1.2.1.	Energiekalibrierung und Linearität	67
4.1.2.2.	Signal-Untergrund-Verhältnis	69
4.1.3.	Registriereinheiten	72
4.1.3.1.	Ratemeter	72
4.1.3.2.	Alarmeinheit	72
4.1.3.3.	Zähler-Timer-System	73
4.2.	Beschreibung und Test der Kollimatoren	74
4.2.1.	Allgemeine Vorbemerkungen	74
4.2.2.	Einlochkollimatoren	77
4.2.3.	Viellochkollimatoren	81
4.2.3.1.	Vergleich mit Modellrechnungen	82
4.2.3.2.	Kalibrierung der Viellochkollimatoren	89
4.3.	Vergleichende Überlegungen zum Meßplatz	94
5.	Notfallfahrplan bei einer Wundkontamination	96
6.	Zusammenfassung	105
7.	Anhang: Angabe eines Algorithmus zur Berechnung von Empfindlichkeitsprofilen von Viellochkollimatoren	107
8.	Literatur	111

1. Einleitung

Mitte der 70er Jahre wurde im Kernforschungszentrum Karlsruhe (KfK) erstmalig in der Bundesrepublik Deutschland ein medizinischer Meßplatz zur Ausmessung radioaktiv kontaminierter Verletzungen (Wundmeßplatz) aufgebaut (Ohlenschläger 73). Die Notwendigkeit hierfür ergab sich aus den zahlreichen Untersuchungen mit Kernbrennstoffen im KfK vor allem im Zusammenhang mit Forschungs- und Entwicklungsarbeiten zur Leichtwasserreaktorentsorgung.

Es ist anzunehmen, daß mit dem weiteren Ausbau der Brütertechnologie die Zahl der Experimente (auch an anderen Orten) eher noch zunimmt. Da eine Wundkontamination mit Transuranen ein zwar seltenes, aber dafür hochdramatisches Ereignis darstellt, welches sofortiges Handeln verlangt, sollte in jedem Regionalen Strahlenschutzzentrum ein solcher Wundmeßplatz vorhanden sein. Die Meßapparatur im KfK dient hauptsächlich als schnelle Orientierungshilfe nach dem Unfall und ggf. während chirurgischer Maßnahmen (hier besonders durch Anwendung eines speziellen Wundsondendetektors).

Es ist jedoch die Forderung nach quantitativen Messungen zu stellen, was Lokalisation und Aktivität des im Gewebe sitzenden Depots anbelangt. Gründe hierfür ergeben sich nicht nur aus der

- Strahlenschutzverordnung (Frage der Überschreitung eines zulässigen Grenzwerts) sowie

- versicherungsrechtlichen Überlegungen (Beurteilung der Kausalität zur Klärung von Fragen zur Haftpflicht und zur gesetzlichen Unfallversicherung),

sondern auch aus medizinischen Argumenten:

- Infolge Schwächung durch Absorption und der Raumwinkelabnahme variiert die an der Hautoberfläche gemessene Impulsrate um den Faktor 10^2 - 10^3, sofern man eine Änderungsbreite der Gewebetiefe eines radioaktiven Depots von 1 bis 10 mm annimmt. Durch alleinige

Messung einer über dem Untergrund liegenden Röntgenfluoreszenzstrahlung in der Umgebung einer Wunde kann daher nicht sicher entschieden werden, ob für den Patienten ein geringes oder schlimmstenfalls ein nicht mehr zu vertretendes Risiko besteht.

- Die vernünftige Planung einer handchirurgischen Operation (Schnittführung, Schnittiefe) bedarf der möglichst genauen Kenntnis von Tiefe und Ausdehnung des Depots. Eine Amputation, wie sie als ultima ratio verschiedentlich empfohlen wurde, erscheint unter diesen Voraussetzungen als obsolet. Eine Ausnahme könnte allenfalls eine ausgedehnte diffuse Wundkontamination bilden, die aber dann mit größeren Verletzungen einherginge, so daß ohnehin der traumatologische Aspekt im Vordergrund stünde.

Die folgende Arbeit befaßt sich daher in der Hauptsache mit den Möglichkeiten der Messung charakteristischer Parameter eines radioaktiven Depots.

2. Eigenschaften von Transuranen im Hinblick auf Wundkontaminationen

2.1. Arbeitsmedizinische Aspekte

Wundkontaminationen, d.h. Kontaminationen mit Radionukliden unter gleichzeitiger Verletzung der Haut, welche zu einer potentiellen Inkorporation führt, können im Prinzip überall auftreten, wo mit offenen radioaktiven Isotopen gearbeitet wird. Im besonderen Maße sind hiervon Nuklearmedizinische Abteilungen betroffen, wo täglich im Routinebetrieb eine Vielzahl von Injektionen mit Radionukliden erfolgen. Da infolge einer Wundkontamination (von Extremfällen abgesehen) jedoch allenfalls Bruchteile eines mg oder ml einer Substanz oder Lösung in den menschlichen Körper gelangen können, geht von Wundkontaminationen mit Nukliden, die in der Nuklearmedizin Anwendung finden, im Vergleich zu Transuranen nur ein geringes Gefährdungspotential aus. Selbst im Bereich der nuklearmedizinischen Therapie, wo β^--Emitter mit einer höheren Radiotoxizität (wie ^{32}P, ^{85}Sr, ^{89}Sr, ^{131}J, ^{198}Au) und höhere Aktivitäten (d.h. u.U. Lösungen mit einer höheren spezifischen Aktivität) verwendet werden, liegen die ALI-Werte ("annual limit of intake", s. 2.4.) der Radiopharmazeutica immer noch um einen Faktor 10^3 bis 10^5 über denen der Transurane (NCRP 79). Hinweise auf diagnostische und therapeutische Maßnahmen bei diesen Ereignissen, sofern sie überhaupt notwendig und sinnvoll sind, findet man bei IAEA 78 und NCRP 79.

Langlebige Knochensucher wie das Spaltprodukt ^{90}Sr und ^{210}Po haben eine mittlere Radiotoxizität mit ALI-Werten von ca. 1 µCi (40 kBq), die um einen Faktor $10^2 \ldots 10^3$ über denen der Transurane liegen. Diese können bei einer Wundkontamination eine Bedeutung haben, werden jedoch in dieser Arbeit nicht behandelt (s. IAEA 78, NCRP 79), zumal ein Umgang mit diesen Radionukliden mit geringer Häufigkeit erfolgt.

Die Isotope ^{226}Ra und ^{232}Th sind in ihrer Radiotoxizität prinzipiell den Transuranen gleichzusetzen und erfordern daher bei Unfällen ein ähnliches diagnostisches und therapeutisches Vorgehen. Wundkontaminationen mit diesen Nukliden sind allerdings bisher nicht bekannt geworden, sie werden daher in den folgenden Erörterungen nicht mehr explizit erwähnt.

Nicht unbedeutende Erfahrungen liegen jedoch über Wundkontaminationen mit Transuranen vor, bei denen Substanzmengen von einigen µg und weniger im allgemeinen ausreichen, um hohe Grenzwertüberschreitungen (s.2.4.) zu verursachen (Parker in Hodge 73, Ohlenschläger 71, Jolly 72, Schofield 74). Solche Unfälle können überall auftreten, wo in Industrie und Forschung mit Transuranen in Handschuhboxen experimentiert wird. Als Unfallarten kommen dabei in Betracht:

- Punktionswunden
- Verletzungen beim Umgang mit zerbrechlichem oder spitzem Material (Drähte, Gläser etc.)
- Explosionen oder Brände (insbesondere im Zusammenhang mit exothermen chemischen Reaktionen).

Dabei weisen die Handschuhe häufig unerkannte Undichtigkeiten auf, so daß eine Kontamination bzw. Wundkontamination sogar unbemerkt infolge eines belanglos erscheinenden Ereignisses möglich ist. Die Forderung, Handschuhboxen generell durch "Heiße Zellen" mit ferngelenkten Manipulatoren zu ersetzen, ist allein schon wegen des damit verbundenen Verlustes an manueller Geschicklichkeit nicht zu verwirklichen. Weitere Unfallquellen stellen Interventionseinsätze in kontaminierten Bereichen von Kernkraftwerken oder Wiederaufbereitungsanlagen dar, wo jede Penetration der Schutzkleidung zu einer Wundkontamination führen kann, sowie Explosionen in Wiederaufbereitungsanlagen aufgrund von Kritikalitätsproblemen oder der Entstehung explosibler Gemische beim Extraktionsvorgang.

2.2. Kernphysikalische Eigenschaften

Transurane entstehen ausschließlich auf künstlichem Wege in thermischen Reaktoren (Druckwasserreaktoren, Siedewasserreaktoren) und Brutreaktoren. Sie werden vorwiegend durch Neutroneneinfang vom ^{238}U und nachfolgendem β^--Zerfall gebildet. Ein bekanntes Beispiel ist die Reaktionskette, durch die der Kernbrennstoff ^{239}Pu erbrütet wird:

$$^{238}_{92}U + ^{1}_{0}n \rightarrow ^{239}_{92}U \rightarrow ^{239}_{93}Np + e^- \rightarrow ^{239}_{94}Pu.$$

Abgebrannte Brennelemente setzen sich aus folgenden Anteilen zusammen:

Uran	92.25%		
Transurane	1.0%	davon	0.9% Pu 0.1% Np, Am, Cm
Spaltprodukte	3.75%		

Die von ihrer Produktionsmenge und Lebensdauer (Halbwertszeit) bedeutsamen Isotope sind:

^{237}Np, $^{238-241}$Pu, ^{241,243}Am, ^{242,244}Cm.

^{237}Np hat wegen seiner geringen spezifischen Aktivität (Tab. 2.1) eine fast ebenso hohe chemische Toxizität wie Radiotoxizität. Bedeutung in Industrie und Forschung haben nur die Isotope ^{238,239}Pu, ^{241}Am und ^{244}Cm erlangt. ^{239}Pu ist wegen seiner Eigenschaft als Kernbrennstoff am weitesten verbreitet. ^{238}Pu und ^{244}Cm finden wegen ihrer hohen spezifischen Aktivität als Energiequelle in thermoelektrischen Generatoren Anwendung und ^{241}Am ist eine allgemein gebräuchliche α- und γ-Quelle.

Die Transurane zerfallen über α-Zerfall; nur im Falle der Isotope ^{241,243}Am und ^{237}Np erhält man in nennenswerter Ausbeute γ-Linien des angeregten Tochterkerns. Bei den übrigen Transuranen liegen die Anregungsenergien der Tochterkerne so niedrig, daß sich diese Zustände (fast) nur über innere Konversion abregen. Als Folge beobachtet man L-Röntgenlinien des Röntgenspektrums des Restkerns (Röntgenfluoreszenzstrahlung), deren Energien sich in der Gegend von 10...25 keV befinden.

Gerade für die wichtigsten Transurane stellt die Röntgenfluoreszenzstrahlung die einzige Nachweismöglichkeit von im Gewebe liegenden Depots dar. Die Röntgenstrahlenausbeuten werden für eine quantitative Ermittlung der Aktivität benötigt und sind (neben anderen physikalischen Daten) in Tab. 2.1 aufgelistet. Das ^{239}Pu wirft mit ca. 7% Zählausbeute die größten Nachweisprobleme auf, so daß alle weiteren Überlegungen über den Nachweis von Transuranen an diesem Isotop ausgerichtet werden müssen.

Die einzelnen L-Linien (L_α, L_β, L_γ), deren relative Anteile Hinweise auf ein unbekanntes Transurangemisch geben, lassen sich bei Energiedifferenzen von ca. 5 keV nur mit einem Halbleiterzähler auflösen (s.4.3.).

Isotop	$t_{1/2}$ [a]	spez. Aktivität [µCi/g(MBq/g)]	Ausbeute (%): L_α(≃12keV)	L_β(≃17keV)	L_γ(≃21keV)	E_γ
^{237}Np	2.14 10^6	7.0 10^2 (25.9)	$L_\alpha + L_\beta$: 43.6		21.6	29keV: 12.6 86keV: 14
^{238}Pu	87.8	1.7 10^7(6.3 10^5)	5.1	7.4	1.5	-
^{239}Pu	24390	6.1 10^4(2.3 10^3)	2.7	3.6	1.0	-
^{241}Am	433	3.3 10^6(1.2 10^5)	13.3	19.3	4.9	26.3keV: 2.4 59.5keV: 35.7
^{243}Am	7950	2.0 10^5(7.4 10^3)	$L_\alpha + L_\beta + L_\gamma$: 41.5			44keV: 5.1 75keV: 73.3
^{242}Cm	0.45	3.3 10^9(1.2 10^8)	$L_\alpha + L_\beta + L_\gamma$: 9.5(?)			44keV: 0.04
^{244}Cm	18.1	8.2 10^7(3.0 10^6)	0.3	8.2	7.5	-

Tab. 2.1: X- bzw. γ-Quantenausbeute und spezifische Aktivität von Transuranen (aus Lederer 78, Campbell 74, Vasilik 76, Nenot 79; Daten über ^{239}Pu aus UCRL 66; Angaben über Röntgenstrahlenausbeute von ^{242}Cm aus NCRP 79)

2.3. Metabolismus der Transurane

Durch die intakte Haut können Transurane nur in vernachlässigbar kleinen Mengen in den Körper gelangen. Eine Wundkontamination liegt vor, wenn die Hautbarriere infolge einer Verletzung zerstört ist und die Transurane ein intrakutanes, subkutanes oder intramuskuläres Depot bilden. Für die Therapieplanung (s.5.) von großer Bedeutung sind Informationen über die Zeit, in der bestimmte Anteile der in der Wunde lokalisierten Aktivität in den Körperwasserraum (Transferkompartment) gelangen, welcher sich aus dem Plasmaraum, dem interstitiellen Raum, den transzellulären Räumen sowie dem intrazellulären Raum zusammensetzt. Die Biokinetik von Transuranen in Wunden wird allerdings von so vielen Faktoren beeinflußt, daß es grundsätzlich nicht möglich ist, die Resorptionsgeschwindigkeit genau vorherzusagen. Es können jedoch einige qualitative Regeln angegeben werden, die u.U. wichtige Entscheidungshilfen für das therapeutische Vorgehen liefern. Anhand der Abb. 2.1 sollen die maßgeblichen Einflußgrößen diskutiert werden.

Physikalisch-chemische Variablen:
Die chemische Verbindung, in der ein Transuran vorliegt, stellt eine wesentliche Information dar, die sich im allgemeinen eruieren läßt. Grundsätzlich werden unterschieden:
- Komplexverbindungen (z.B. Citrat-Komplexe)
- Mineralsalze (z.B. Nitrate)
- Oxide.

Über die Biokinetik dieser Verbindungsgruppen in Wunden liegt eine Fülle tierexperimenteller Untersuchungen vor (Vaughan in Hodge 73, Nenot 79, Harrison 80, NCRP 79).

- Transurankomplexe werden schnell resorbiert, mit Halbwertszeiten von der Größenordnung 10...20 h. Nach 4 Tagen sind regelmäßig weniger als 5% der ursprünglichen Aktivität in der Wunde nachzuweisen. Eine Sonderrolle nimmt hierbei das Plutonium ein, welches unter physiologischen pH-Werten eine starke Tendenz zeigt zu hydrolysieren:

$$Pu^{4+} + H_2O \rightleftharpoons PuOH^{3+} + H^+.$$

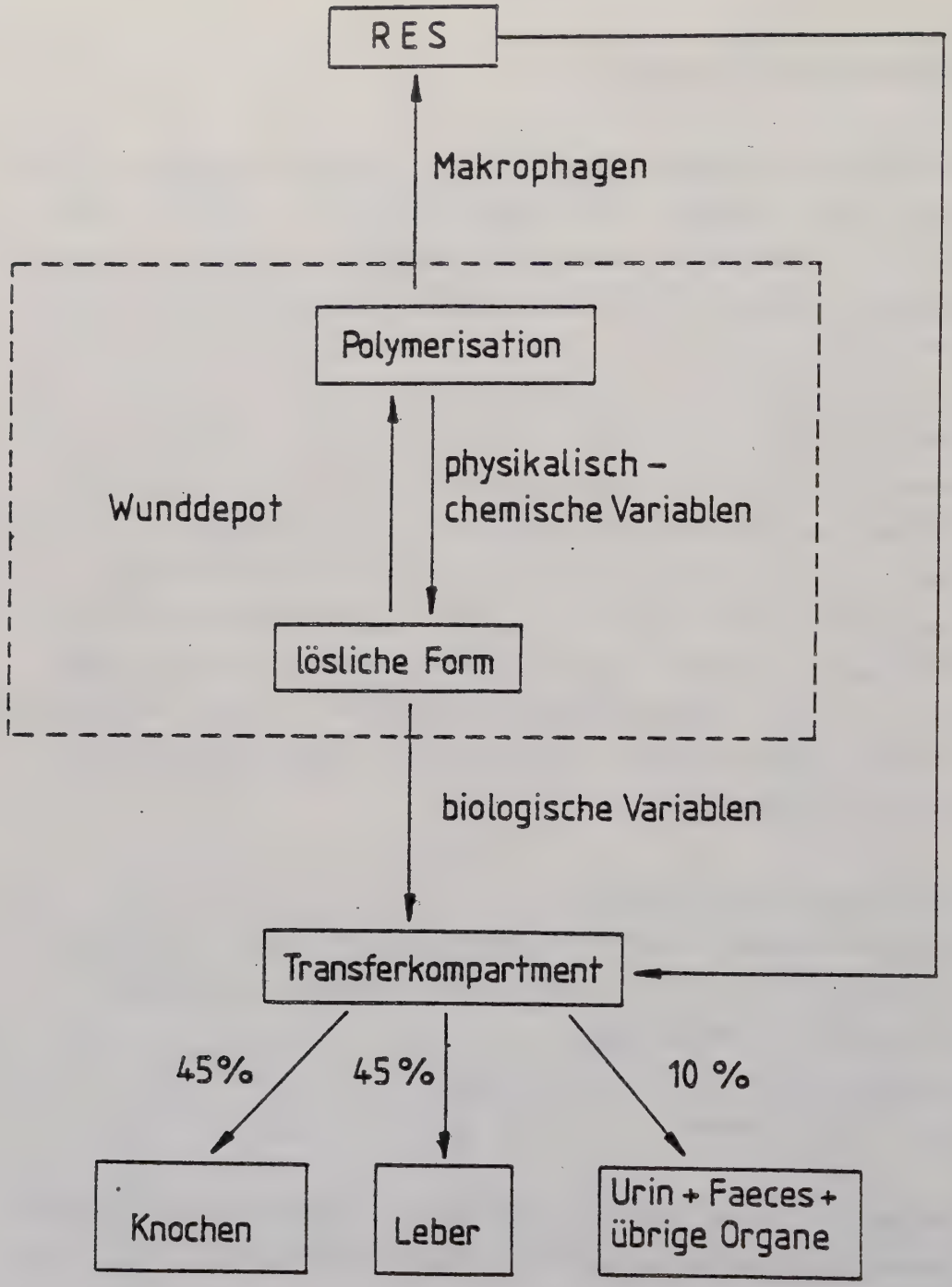


Abb. 2.1: Modellvorstellung zur Biokinetik von Transuranen in Wunden (siehe Text); die Prozentangaben über die Organverteilung entstammen NCRP 79 sowie IAEA 78

Im weiteren Verlauf beginnt es zu polymerisieren:

$$PuOH^{3+} + H_2O \rightleftharpoons Pu(OH)_2^{2+} + H^+$$

$$Pu(OH)_2^{2+} + (n-1)Pu(OH)_2^{2+} \rightleftharpoons \left[Pu(OH)_2^{2+}\right]_n$$

$$\left[Pu(OH)_2^{2+}\right]_n + 2nH_2O \rightleftharpoons n\ Pu(OH)_4 + 2nH^+.$$

Das Endprodukt der Reaktionskette Pu-Hydroxid ($Pu(OH)_4$) ist extrem unlöslich (Löslichkeitsprodukt $\approx 7\times10^{-56}$)(Taylor in Hodge 73). Gemäß Abb. 2.1 stellt die Polymerisation einen konkurrierenden Prozeß zur löslichen Form dar, von der aus ein Transport ins Transferkompartment erfolgt. Dem obigen Reaktionsmechanismus (Reaktion von n Molekülen) entnimmt man, daß eine Polymerbildung bevorzugt bei größeren, kompakt geformten Plutoniumdepots auftritt. Aufgrund der um den Faktor 100 bis 1000 geringeren spezifischen Aktivität des ^{239}Pu sind besonders bei diesem Isotop schon bei geringen Aktivitäten im nCi-Bereich (einige 100 Bq) selbst bei Komplexverbindungen Retentionen im Wundbereich zu erwarten, die dann mit einer sehr langsamen Kinetik in Monaten bis Jahren abgebaut werden. Dabei spielt offenbar der Transport in Makrophagen eine Rolle (s. Abb. 2.1), da Aktivität partiell in den regionären Lymphknoten nachgewiesen werden kann.

- Transuransalze (vor allem Nitrate, seltener als Halogenide, Phosphate oder Sulfate) werden wesentlich langsamer resorbiert mit Halbwertszeiten von einigen Tagen bei subkutanen Depots und 10 bis 20 Tagen bei intramuskulären Depots. Während bei geringen Aktivitäten von ca. 10 nCi die Kinetik für alle Transurane annähernd gleich ist, zeigt sich beim ^{239}Pu aufgrund der schon beschriebenen Polymerisationstendenz bei Aktivitäten oberhalb von 100 nCi ein wesentlich flacherer Verlauf der Retentionskurve mit Retentionswerten von 70 bis 95% noch nach Wochen. Mischungen von Transuranen führen zu einer Beschleunigung der Resorption, hier scheint es zu einer Hemmung der Polymerisation zu kommen (Harrison 80, Nenot 79). Nur durch Überführung in eine Komplexverbindung wird ein Transuran in eine lösliche Form gebracht. Die Heranführung und Wirkung von geeigneten Chelatbildnern hängt von den speziellen Wundverhältnissen und der Oberfläche des Depots ab (diffuse Kontamination mit großer Oberfläche bzw. kompaktes Depot), wobei eine erhebliche Variationsbreite bestehen kann. Als Komplexbildner kommen

anorganische und organische Anionen in Betracht, wie Nitrate, Sulfate, Ascorbate, Lactate, Citrate u.a.; in biologischen Systemen von größerer Bedeutung sind jedoch Plasmaproteine (vor allem das für den Eisentransport maßgebliche Transferrin, s.u.), Peptide, Aminosäuren und Zucker.

- Oxide können von allen Transuranen gebildet werden. Sie zeichnen sich durch ihre schwere Löslichkeit und demzufolge äußerst lange Retentionszeiten im Wundbereich von mehreren Jahren aus. Die transplutonischen Elemente sind im Vergleich zum Plutonium auch in der Oxidverbindung etwas leichter löslich. Insgesamt ist jedoch die Ablagerung im RES durch Makrophagen der dominierende Transportmechanismus. Besonders verbreitet ist das PuO_2, Bestandteil von Reaktorbrennstäben. Hierfür wurden bei Beagle-Hunden in subkutanen Depots nach einem Jahr noch 80% der Aktivität vorgefunden (Nenot 79). Eine bemerkenswerte Abhängigkeit besteht hier allerdings von der Partikelgröße, die beim PuO_2 bei Oxidation des Metalls an der Luft ca. 7 µm beträgt. Bei kleineren Partikelgrößen von ca. 0.7 µm (sogenanntes "high fired PuO_2") werden Clearanceraten erreicht, die denen der Nitrate entsprechen.

Biologische Variablen:
Die speziellen Wundverhältnisse und das biologische Milieu, in dem sich das Transurandepot befindet, beeinflussen die Kinetik in nicht vorhersehbarer Weise durch folgende Faktoren:
- Eröffnung von Blutgefäßen
- Plasmadurchfluß
- körpereigene Reaktionen (Entzündung, Fremdkörperreiz)
- Gewebeart

Dies gilt in besonderem Maße für die Anfangsphase der Verletzung (kurz nach dem Unfall). In diesem Zusammenhang dürfte auch der Kontakt der Transurane mit dem Transportprotein Transferrin eine Rolle spielen, welches im Intravasalraum eine 6fach höhere Konzentration als im Interstitium hat und fast ausschließlich für den Transurantransport im Blut verantwortlich ist (Taylor 81).

Aus subkutanen Transurandepots ist mit einer schnelleren Resorption als aus intramuskulären Depots zu rechnen.

Aufgrund der vielen Unwägbarkeiten kann aus einer lokal im Wundbereich gemessenen Aktivität unmöglich auf die bereits systemisch aufgenommene Aktivität geschlossen werden, es müssen sich immer zusätzliche diagnostische Maßnahmen anschließen (s. 5.).

Die Aufnahmegeschwindigkeit und Verteilung der Transurane in den einzelnen Organen vom Transferkompartment aus unterliegt nur noch geringen Variationen, so daß gemäß Abb. 2.1 für alle Transurane ein gleichartiges Verhalten angenommen wird (NCRP 79, IAEA 78).

2.4. Berechnung von Organdosen

Nach Empfehlungen der ICRP (International Comission on Radiological Protection) wurde das Konzept der "effektiven Äquivalentdosis" H_{50} eingeführt. Hierbei ist die effektive Äquivalentdosis als gewichtete Summe über die einzelnen Organdosen definiert (ICRP 26):

$$H_{50/eff} := \sum_T w_T H_{50/T} \qquad (2.1)$$

Dabei ist $H_{50/T}$ die 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis in Sv im Gewebe T pro Aktivitätseinheit des auf dem betrachteten Inkorporationsweg zugeführten Radionuklids und w_T ein Gewichtsfaktor, welcher den Anteil des stochastischen Risikos für das Gewebe T am Gesamtrisiko beschreibt, welches sich bei einer gleichförmigen Ganzkörperbestrahlung ergibt.

Die ICRP empfiehlt für die effektive Äquivalentdosis beruflich Strahlenexponierter einen Jahresgrenzwert von 0.05 Sv, womit die stochastischen Wirkungen berücksichtigt werden, sowie zur Begrenzung der nichtstochastischen Wirkungen zusätzlich einen Jahresgrenzwert für die einzelnen Organdosen $H_{50/T}$ von 0.5 Sv (bis auf die Augenlinse, für die der Jahresgrenzwert 0.3 Sv beträgt).

Auf der Grundlage dieses Konzeptes ist der Grenzwert der Jahresaktivitätszufuhr ALI der größte Wert der Jahresaktivitätszufuhr I, der die beiden folgenden Ungleichungen erfüllt:

für stochastische Wirkungen

$$I \times \sum w_T \times H_{s0/T} \leq 0.05 \text{ Sv} \qquad (2.2a)$$

für nichtstochastische Wirkungen

$$I \times H_{s0/T} \leq 0.5 \text{ Sv} . \qquad (2.2b)$$

Hierbei ist:
I (in Bq) die Jahresaktivitätszufuhr des jeweiligen Radionuklids durch Ingestion oder Inhalation,
$H_{s0/T}$ pro Aktivitätszufuhr (in Sv Bq^{-1}) die 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis im Targetgewebe T aufgrund der Aktivitätszufuhr des Radionuklids auf dem angegebenen Inkorporationsweg.

Die Gewichtsfaktoren w_T stellen ein relatives Maß für die Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Gewebe dar. Dagegen enthält die 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis $H_{s0/T}$ eines Targetorgans T Informationen bzw. Annahmen über Kinetik, Metabolismus und Dosisverteilungen des betrachteten Radionuklids in den Quellenorganen S (=Source-Organen), welche einen Dosisbeitrag zum Organ T liefern, sowie über die Geometrie der Organe S gegenüber dem Organ T. Zur Berechnung von $H_{s0/T}$ muß dabei über die Beiträge der verschiedenen Quellenorgane S summiert werden. Im folgenden wird vereinfachend angenommen, daß das Radionuklid ausschließlich über α-Zerfall zerfällt, eine Bedingung, welche für Transurane erfüllt ist. Dann ergibt sich folgender Ausdruck für die 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis (ICRP 30), wobei der Index α den Zerfallsmodus α-Zerfall kennzeichnet:

$$H_{s0/T} = 1.6 \times 10^{-10} \times \sum_S U_S \times SEE(T \leftarrow S)_\alpha \quad \text{Sv/Bq} \qquad (2.3)$$

mit

$SEE(T \leftarrow S)_\alpha$: spezifische effektive Energie für α-Strahlung in $MeVg^{-1}$, die bei einem Zerfall des α-Emitters im Gewebe S vom Gewebe T absorbiert wird (unter Berücksichtigung eines Qualitätsfaktors)

U_S : Zahl der Zerfälle des Radionuklids in S pro Bq (innerhalb von 50 Jahren)

sowie unter Berücksichtigung der Umrechnungsfaktoren

$$1\ \text{MeV} = 1.6 \times 10^{-13}\ \text{J}$$

$$1\ \text{Sv} = 10^{3}\ \text{J/g}\ .$$

Für α-Emitter gilt wegen der kurzen Reichweite der α-Strahlung im allgemeinen S = T, lediglich der Knochen bildet hier eine Ausnahme, wie unten noch dargelegt wird.

Für die Berechnung von U_S wird ein einfaches kinetisches Modell zugrunde gelegt (s. auch Abb. 2.1): Eine Aktivitätseinheit des Radionuklids (hier Bq) gelangt in vernachlässigbar kurzer Zeit ins Transferkompartment und wird von dem jeweiligen Gewebe S zu einem Bruchteil α_S aufgenommen. Aus S verschwindet das Radionuklid mit der effektiven Zerfallskonstanten $\lambda_{S/eff}$, welche sich aus der Summe der biologischen und physikalischen Zerfallskonstanten ergibt ($\lambda_{S/eff} = \lambda_{S/biol} + \lambda_{phys}$). Es folgt:

$$U_S = k\alpha_S \int_{t=0}^{50\,a} \exp(-\lambda_{S/eff} * t)\ dt = \frac{k\alpha_S}{\lambda_{S/eff}} \left(1 - \exp(-50\lambda_{S/eff})\right)\ \text{Bq}^{-1} \qquad (2.5)$$

mit $[\lambda] = a^{-1}$ und dem Umrechnungsfaktor $k = 3.1536\ 10^{7}\ \text{Bq}^{-1}/a$. Tab. 2.2 enthält die kinetischen Daten für die arbeitsmedizinisch relevanten Transurane (Lederer 78, NCRP 79, IAEA 78).

Die Aktivität der Tochternuklide (´) kann bei der Berechnung vernachlässigt werden, da für alle betrachteten Transurane gemäß Tab. 2.2 gilt:

$$\lambda_{phys} \gg \lambda'_{phys} \qquad (2.6)$$

und die Lösung der Differentialgleichung für die Zahl der entstehenden Tochterkerne N´ (N : Zahl der Mutterkerne)

$$N' = -\lambda'_{S/eff}\, N' + \lambda_{phys}\, N(0) \exp(-\lambda_{S/eff} * t),\ N'(t=0)=0 \qquad (2.7)$$

für die Aktivitäten A folgende Relation liefert:

$$\frac{A'(t)}{A(0)} \approx \frac{\lambda'_{phys}}{\lambda_{phys}} \left(\exp(-\lambda'_{S/eff} * t)\right)\left(1 - \exp(-\lambda_{phys} * t)\right) < 0 \left(\frac{\lambda'_{phys}}{\lambda_{phys}}\right). \qquad (2.8)$$

Transuran	$t_{1/2}^{phys}$ [a]	λ_{Leber}^{eff} [a^{-1}]	$\lambda_{Knochen}^{eff}$ [a^{-1}]	Tochternuklid ($t_{1/2}^{phys}$ [a])	U_{Leber} [10^8 Bq^{-1}]	$U_{Knochen}$ [10^8 Bq^{-1}]
^{238}Pu	87.8	0.02522	0.01483	$^{234}U(2.4\times10^5)$	4.032	5.010
^{239}Pu	24390	0.01733	0.00693	$^{235}U(7.0\times10^8)$	4.746	5.997
^{241}Am	433	0.01893	0.00853	$^{237}Np(2.1\times10^6)$	4.587	5.776
^{242}Cm	0.45	1.55766	1.54726	^{238}Pu (87.8)	0.091	0.092
^{244}Cm	18.1	0.05562	0.04523	^{240}Pu (6537)	2.393	2.811

Tab. 2.2: Kinetische Daten von arbeitsmedizinisch wichtigen Transuranen (Lederer 78, NCRP 79, IAEA 78)

Die spezifische effektive Energie $SEE(T \leftarrow S)_\alpha$ hängt u.a. von der räumlichen Lage der Gewebe T und S zueinander sowie der Aktivitätsverteilung des Radionuklids im Gewebe S ab (im folgenden wird der Index α unterdrückt; die Erörterungen gelten unverändert nur für α-Emitter):

$$SEE(T \leftarrow S) = \frac{E \cdot Q \cdot AF(T \leftarrow S)}{M_T} \quad \left[\frac{MeV}{g}\right] . \qquad (2.9)$$

Dabei ist

$E = 5$ MeV : mittlere Energie der α-Teilchen bei Transuranen
$Q = 20$: Qualitätsfaktor für α-Teilchen
$AF(T \leftarrow S)$: Anteil der in T absorbierten Energie bei einem Zerfall in S
M_T : Masse des Targetorgans.

Im allgemeinen Fall liegt den absorbierten Bruchteilen $AF(T \leftarrow S)$ ein Phantom des Reference-Man zugrunde (ICRP 23). Speziell für Transurane werden die absorbierten Bruchteile für die risikorelevanten Gewebe Leber und Knochen mit Hilfe verschiedener dosimetrischer Modelle ermittelt, die im folgenden kurz diskutiert werden.

- Leber:
  Eine Auswertung aller experimentellen Daten über den Metabolismus der Transurane (TU) ergibt, daß ungefähr 45% der ins Transferkompartment gelangten Aktivität in der Leber mit einer biologischen Halbwertszeit von 40 Jahren aufgenommen werden (Nenot 79 , ICRP 30). Eine Assoziierung mit dem Eisenstoffwechsel, sowohl im Hinblick auf den Transport (TU-Transferrin-Komplexe, Transferrin-Rezeptoren) wie auch die Speicherung (TU-Feritin-Komplexe) scheint zu bestehen (Taylor 81). Nach anfänglicher homogener Verteilung in der Leber wurde auf längere Sicht eine Umverteilung der Aktivität zugunsten des RES (Kupffersche Sternzellen) beobachtet. Die Strahlungsenergie wird in der Leber vollständig absorbiert (α-Emitter), so daß $AF(\text{Leber} \leftarrow \text{Leber}) = 1$ gilt.

- Knochen:
  Obwohl Abhängigkeiten der aufgenommenen Aktivität und der biologischen Halbwertszeit von der Art und chemischen Form des Transurans

festgestellt wurden (Nenot 79), wird beim Menschen global für alle Transurane eine Aufnahmerate von 45% und eine biologische Halbwertszeit von 100 Jahren angenommen (IAEA 78). Beim gesunden Erwachsenen mit einer ausgeglichenen Skelettbilanz (bei dem sich Auf- und Abbau des Knochens in einem Gleichgewicht befinden) findet ständig eine Neubildung von Knochen in 100 bis 1000 µm messenden Arealen statt, welche gleichmäßig verteilt sind über die dem Markraum zugewandten Kompaktaoberfläche (Endost) und die Oberfläche der Spongiosatrabekel. In diesen sogenannten "remodeling units" sind resorptive (Osteoklasten) und regenerative (Osteoblasten) Vorgänge räumlich eng miteinander vergesellschaftet (Isselbacher 83). Der etwa 4 mal größeren Kompaktamasse steht eine entsprechend höhere Umbaurate der Spongiosa gegenüber, so daß sich die Transuranaktivität jeweils zur Hälfte auf die Kompakta- bzw. Spongiosaoberfläche verteilt.
Als strahlensensible Gewebe im Knochen gelten die osteogenen Stammzellen, welche an der Knochenoberfläche sitzen (Masse ca. 120 g), und die Stammzellen des hämatopoetischen Systems innerhalb des roten Knochenmarks zwischen den Spongiosatrabekeln (Masse ca. 1500 g) (ICRP 30).
Es werden nun verschiedene Modellannahmen über das zeitliche Schicksal der Transurane vorgestellt, welche zu äußerst unterschiedlichen absorbierten Bruchteilen führen (s. Tab. 2.3):

Volumenmodell (ICRP 30):
Es wird angenommen, daß die Radionuklide in kurzer Zeit homogen in die Substantia compacta und spongiosa eingebaut werden und dort verbleiben. Wegen der geringen Reichweite der α-Teilchen führt dies zu einer Unterschätzung der Strahlenexposition des roten Knochenmarks.

Oberflächenmodell (ICRP 30):
Die Annahme, daß die Transurane an der Knochenoberfläche verbleiben, führt insbesondere zu einer starken Überschätzung der Strahlenexposition der dort befindlichen osteogenen Stammzellen, aber auch des roten Knochenmarks.

Quellenorgan S	Zielorgan T	AF(T←S) für α-Emitter		
		Volumenmodell	Oberflächenmodell	dynamisches Modell
Spongiosa	osteogene Zellen	0.025	0.25	0.008
Kortikalis	osteogene Zellen	0.01	0.25	0.008
Spongiosa	rotes Knochenmark	0.05	0.5	0.3
Kortikalis	rotes Knochenmark	0	0	0
Leber	Leber	1.0	-	-

Tab. 2.3: Die absorbierten Bruchteile AF(T←S) für α-Emitter für die verschiedenen dosimetrischen Modelle

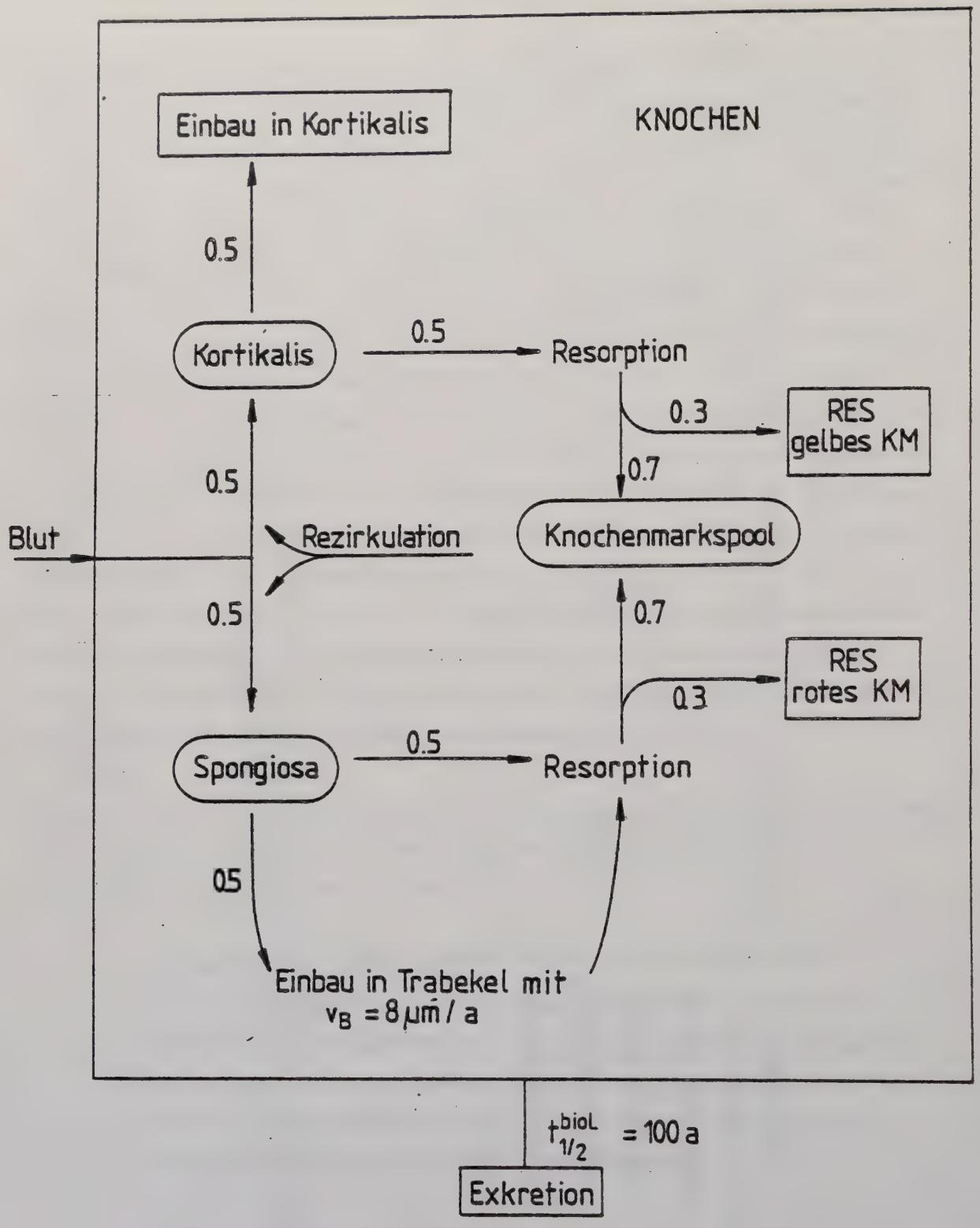


Abb. 2.2: Prinzipskizze zum dynamischen Knochenmodell (in Anlehnung an Priest und Hunt 79)

Dynamisches Modell (Priest und Hunt 79):
Dieses Modell berücksichtigt die zeitabhängigen Vorgänge des Einbaus ("burial") sowie der Resorption und des Wiedereinbaus ("recycling") des Plutoniums (es wird hier angenommen, daß dieses Modell auch auf die anderen Transurane angewendet werden kann). Abb. 2.2 gibt die Annahmen über die Kinetik der Transurane im Knochen wieder:
Aufgrund der wesentlich geringeren Umbaugeschwindigkeit und größeren Dicke der Kortikalis brauchen in die Kompakta eingebaute Transurane nicht mehr berücksichtigt zu werden. An der Knochenoberfläche werden jedoch die Radionuklide (unter der Voraussetzung einer ausgeglichenen Skelettbilanz) zu 50% von Osteoblasten resorbiert und in einem virtuellen Knochenmarkspool übergeführt, von wo aus sie zu 70% rezirkulieren und zu 30% im RES des gelben (Kortikalis) bzw. roten (Spongiosa) Knochenmarks gespeichert werden. Ein wichtiger Parameter in dem Modell ist die Wachstumsgeschwindigkeit v_B, mit welcher der Einbau der Transurane in den trabekulären Knochen erfolgt und welche von Priest und Hunt mit 8 µm/a angenommen wurde. Oberhalb von v_B = 4 µm/a zeigt sich kaum noch eine Abhängigkeit der Aktivitätsgrenzwerte von der Wachstumsgeschwindigkeit.

Tab. 2.3 gibt die absorbierten Bruchteile für die verschiedenen Modelle wieder. Es zeigen sich beträchtliche Unterschiede, welche sich, wie Tab. 2.4 am Beispiel des ^{239}Pu demonstriert, auch in den daraus resultierenden ALI-Werten niederschlagen. Nur für das äußerst restriktive Oberflächenmodell erweist sich das Knochengewebe als dasjenige Organ, welches den größten Beitrag zur effektiven 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis liefert.
In den Tabellen 2.5 und 2.6 werden die Dosiswerte und ALI-Werte für die verschiedenen Transurane aufgelistet, wobei das dynamische Knochenmodell nach Priest und Hunt zugrundegelegt wurde, welches den Knochenmetabolismus am realistischsten beschreibt.

H_{50}[Sv/kBq]: ^{239}Pu	Volumenmodell	Oberflächenmodell	dynamisches Modell
osteogene Zellen	1.40	19.99	0.64
rotes Knochenmark	0.16	1.60	0.96
ALI[nCi(Bq)]: ^{239}Pu	4.3(160)	1.3(50)	3.5(130)

Tab. 2.4: Vergleich der 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis und der ALI-Werte für die verschiedenen dosimetrischen Knochenmodelle am Beispiel des ^{239}Pu

	Leber	osteogene Zellen	rotes Knochenmark
Masse [g]	1800	120	1500
W_T	0.06	0.03	0.12
H_{50}[Sv/kBq]: ^{238}Pu	3.58	0.53	0.80
^{239}Pu	4.22	0.64	0.96
^{241}Am	4.08	0.62	0.92
^{242}Cm	0.08	0.01	0.01
^{244}Cm	2.13	0.30	0.45

Tab. 2.5: 50-Jahre-Folgeäquivalentdosen für die arbeitsmedizinisch relevanten Transurane nach dem dynamischen Modell (Gewichtsfaktoren w_T nach ICRP 26, Massen nach ICRP 30)

	$H_{50/eff}$[Sv/kBq]	ALI[nCi(kBq)]
^{238}Pu	0.33	4.1(0.15)
^{239}Pu	0.39	3.5(0.13)
^{241}Am	0.37	3.6(0.13)
^{242}Cm	0.008	160(5.92)
^{244}Cm	0.19	7.1(0.26)

Tab. 2.6: Effektive Äquivalentdosen und ALI-Werte für die arbeitsmedizinisch relevanten Transurane nach dem dynamischen Modell von Priest und Hunt

	Leber	osteogene Zellen	rotes Knochen-mark	
Risikofaktor [10^{-3} Sv^{-1}]	1.5	0.5	2.0	
Risiko nach vollständiger Inkorporation von ^{239}Pu [$10^{-6}Bq^{-1}$]				
Volumenmodell	6.3	0.7	0.3	$\sum$ = 7.3
Oberflächenmodell	6.3	10.0	3.2	=19.5
dynamisches Modell	6.3	0.3	1.9	= 8.5

Tab. 2.7: Risikofaktoren für die risikorelevanten Gewebe (nach ICRP 26 und BEIR-Report) sowie die Risiken unter Annahme der verschiedenen dosimetrischen Modelle am Beispiel des ^{239}Pu

2.5. Risikobetrachtungen

Durch die Ergebnisse des vorigen Abschnitts wird die Leber als das durch Transurane am stärksten exponierte Organ ausgewiesen. Dies steht im Widerspruch zu der früheren Annahme, daß das Knochengewebe bei einer Transuranexposition am meisten gefährdet wird. Noch krasser wird der Unterschied bei expliziter Berechnung des Risikos (s. Tab. 2.7), wobei der Risikokoeffizient für die Leber aus Daten von Thorotrast-Patienten abgeleitet wurde (Beir 80) und die Risikokoeffizienten für die osteogenen Zellen und das rote Knochenmark gemäß den Empfehlungen der ICRP 26 festgelegt wurden. Die Leber erscheint dann dreifach stärker gefährdet als das Knochengewebe.

Daraus geht hervor, daß das radiogene Risiko für die Leber durch die Wichtungsfaktoren w_T (ICRP 26) unterschätzt wird. Dies hängt mit der langen Latenzzeit von strahlenbedingten malignen Leber-Neoplasien (hepatozelluläre Carcinome, Hämangiosarkome, Gallengangscarcinome) von in einzelnen Fällen über 30 Jahren zusammen, so daß die Auswertung der Daten von Thorotrast-Patienten und den Atombombenüberlebenden von Hiroshima und Nagasaki erst in jüngster Zeit das tatsächliche Strahlenrisiko offenbarte. Möglicherweise aus dem gleichen Grund beobachtet man auch in Tierexperimenten sehr selten Leber-Neoplasien. Der Einwand, daß das radiogene Risiko der Leber durch die Thorotrast-Daten wegen der zusätzlichen chemischen Toxizität der ThO_2-Kolloide möglicherweise überschätzt wird, scheint sich aufgrund neuester Untersuchungen nicht zu bestätigen (Wegener 83).

Unter der Annahme des dynamischen Knochenmodells ergibt sich für maligne Erkrankungen osteogenen Ursprungs gemäß Tab. 2.7 ein vergleichsweise geringes Risiko. Die Abschätzung des Risikofaktors ergibt sich aus Daten von mit kurzlebigen ^{224}Ra-Isotopen behandelten Bechterew- und Tuberkulose-Patienten sowie von ^{226}Ra- und ^{228}Ra-exponierten Arbeitern (langlebige Isotope). Beobachtet wurden in erster Linie Osteosarkome, aber auch Chondrosarkome und Fibrosarkome, mit einer Latenzzeit von 5 - 20 a (Beir 80).

Versuche mit Beagle-Hunden, denen Plutoniumcitrat injiziert wurde, ergaben im Widerspruch zu diesen Ergebnissen eine Dominanz von Osteosarkomen; andere Experimente zeigen jedoch, daß gerade im Hinblick auf Knochenneubildungen eine große speziesabhängige Variationsbreite besteht (Nenot 79). Maligne Neoplasien des blutbildenden Systems werden im Tierversuch nach Transuranexposition recht selten beobachtet. Auch hierzu stehen die Angaben der Tab. 2.7 für den Menschen im Widerspruch. Der Risikofaktor entstammt Daten von den Atombombenüberlebenden sowie von im Wirbelsäulenbereich bestrahlten Bechterew-Patienten. Es treten bevorzugt akute Leukämien (und hier vor allem akute myeloblastische Leukämien) auf mit einer mittleren Latenzzeit von 10 Jahren, aber auch chronische myeloische Leukämien mit einer noch kürzeren Latenzzeit (Beir 80).

Ergebnisse von Tierexperimenten sind wegen der schon erwähnten speziesabhängigen Variationsbreite kaum geeignet, die Risiken einzelner Gewebe beim Menschen nach Transuraninkorporation eindeutig vorherzusagen. Deshalb gibt es kein triftiges Argument gegen die Etablierung der Leber als dem am stärksten exponierten Organ, indem man das bisherige Oberflächenmodell durch das dynamische Knochenmodell ersetzt. Die ICRP selbst hatte bereits Vorbehalte gegen das statische Oberflächenmodell geäußert, welches die Strahlenexposition der osteogenen Stammzellen um mehr als den Faktor 30 überschätzt (ICRP 30).

Durch die Einführung des dynamischen Modells errechnet sich nicht nur ein zahlenmäßig geringeres Risiko für eine maligne Erkrankung (was zu einer Erhöhung der ALI-Werte führt), sondern es ergibt sich aufgrund der langen Latenzzeit von hepatogenen Tumoren auch eine andere Bewertung dieses Risikos, welches nun in einer stärkeren Abhängigkeit vom Lebensalter beurteilt werden muß. Ebenfalls von hohem Interesse sind die spontanen Risiken für die entsprechenden Erkrankungen: sie betragen für Leukämien ca. 0.4% und für hepatozelluläre Carcinome ca. 0.3% (ungefähr 80% der Leberzellcarcinome entstehen allerdings in Europa auf dem Boden einer Leberzirrhose)(Dold 80). Das Spontanrisiko wird im Fall der Leber bereits durch die geringe ^{239}Pu Aktivität von ca. 10 nCi (370 Bq) erreicht.

Aufgrund der beträchtlichen Unsicherheit der Risikoabschätzungen der Tab. 2.7 werden im folgenden wieder die in Gl. 2.2 definierten ALI-Werte verwendet (s. Tab. 2.6), da sie begrifflich leichter zu handhaben sind und einen innerhalb der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) klar umrissenen rechtlichen Hintergrund besitzen.

Gemäß der in Gl. 2.2 angegebenen Definition ist die Aktivitätszufuhr von der Größe eines ALI eines gegebenen Radionuklids mit demselben Risiko wie eine Ganzkörperexposition von 0.05 Sv behaftet, welche nach § 49 StrlSchV den jährlichen Dosisgrenzwert für beruflich strahlenexponierte Personen der Kategorie A darstellt. Durch Multiplikation mit den entsprechenden Wichtungsfaktoren w_T wird ja gerade jede Teilkörperexposition H_T auf die zu ihr äquivalente Ganzkörperexposition zurückgeführt. Nach § 50 StrlSchV ist einmal im Laufe des Lebens sogar die 5fache Dosis zugelassen (außergewöhnliche Strahlenexpositionen). Es muß mit einem großen Fragezeichen versehen werden, ob die potentielle Inkorporation von Aktivitäten, welche zu einer vom Gesetzgeber für bestimmte Berufsgruppen im Laufe eines 45jährigen Arbeitslebens noch für zulässig erklärten Strahlenexposition führt, bereits zu einschneidenden medizinischen Maßnahmen zwingt, wie z.B. einer handchirurgischen Operation (s. 5.). Im Falle des ^{239}Pu betrifft dies Aktivitäten von bis zu ungefähr 150 nCi (5.5 kBq). Selbstverständlich sollten solche Entscheidungen immer am Einzelfall unter Auswertung sämtlicher Informationen (wie in 5. genauer ausgeführt wird) getroffen werden.

Der von § 49 StrlSchV festgelegte Dosisgrenzwert von 0.05 Sv/a Ganzkörperexposition entspricht nach Empfehlungen der ICRP (Jacobi 83, ICRP 26) einem Risiko von $6 \cdot 10^{-4}$/a. Bei voller Ausschöpfung dieser Grenzwerte innerhalb eines 45jährigen Arbeitslebens kommt man auf ein Lebensrisiko von 2 bis 3%. Dies entspricht dem Risiko, im Haushalt oder Straßenverkehr tödlich zu verunglücken (3 bis 4%).Erheblich höher liegt das Risiko, welchem sich Raucher im Hinblick auf Bronchialcarcinome und cardiovasculäre Erkrankungen freiwillig aussetzen (Jacobi 83).

3. Diagnostische Möglichkeiten bei Wundkontaminationen

3.1. Allgemeine Vorbemerkungen

Im 3. Kapitel werden Nachweisverfahren von Transurandepots im Gewebe über die Messung der Röntgenfluoreszenzstrahlung anhand von zahlreichen Modellrechnungen diskutiert. Die niedrige Energie der nachgewiesenen Strahlung (10 - 25 keV, maximal 60 keV beim ^{241}Am) rechtfertigt folgende vereinfachende Anahmen über den Meßvorgang und den Detektor einschließlich Nachfolgeelektronik:

- -Die Wechselwirkung der Röntgenquanten mit Materie besteht ausschließlich im Photoeffekt, d.h. die geometrische Ortsauflösung wird nicht durch Streustrahlung im Gewebe verschlechtert und die Röntgenquanten werden alle im Photopeak des Detektors nachgewiesen.
- -Die Nachweiswahrscheinlichkeit für Röntgenquanten, welche in die aktive Detektorfläche einfallen, beträgt 100%.

Die zweite Annahme ist bei der im 4. Kapitel beschriebenen Meßapparatur nicht erfüllt (Randeffekte des Szintillationszählers und die Notwendigkeit enger Fenstergrenzen im Differentialdiskriminator zur Untergrundunterdrückung schränken die Zählausbeute auf etwa 50...60% ein), ohne daß hierdurch ihre Brauchbarkeit für eine Wundkontaminationsmessung in Frage gestellt wird. Es sind jedoch Detektorsysteme technisch realisierbar, welche auch die zweite Voraussetzung erfüllen (Szintillationszähler oder besser Halbleiterzähler, s. 4.3.).

Die in diesem Kapitel angestellten Überlegungen und Rechnungen sollen die prinzipiellen Grenzen der Nachweisbarkeit von Transurandepots aufzeigen und werden daher absichtlich nicht auf diese spezielle Meßapparatur bezogen. Ohnehin lassen sich viele Ergebnisse leicht (durch Anwendung von Skalierungsfaktoren) auf veränderte Meßbedingungen umrechnen.

Es wird darauf hingewiesen, daß für die sonst in der Nuklearmedizin verwendeten Nuklide mit Energien von 140 keV (für ^{99m}Tc) und mehr die Zählausbeute und Ortsauflösung eines abbildenden Systems zumindest gleichrangig durch die (energieabhängigen) Eigenschaften des Mediums, in das

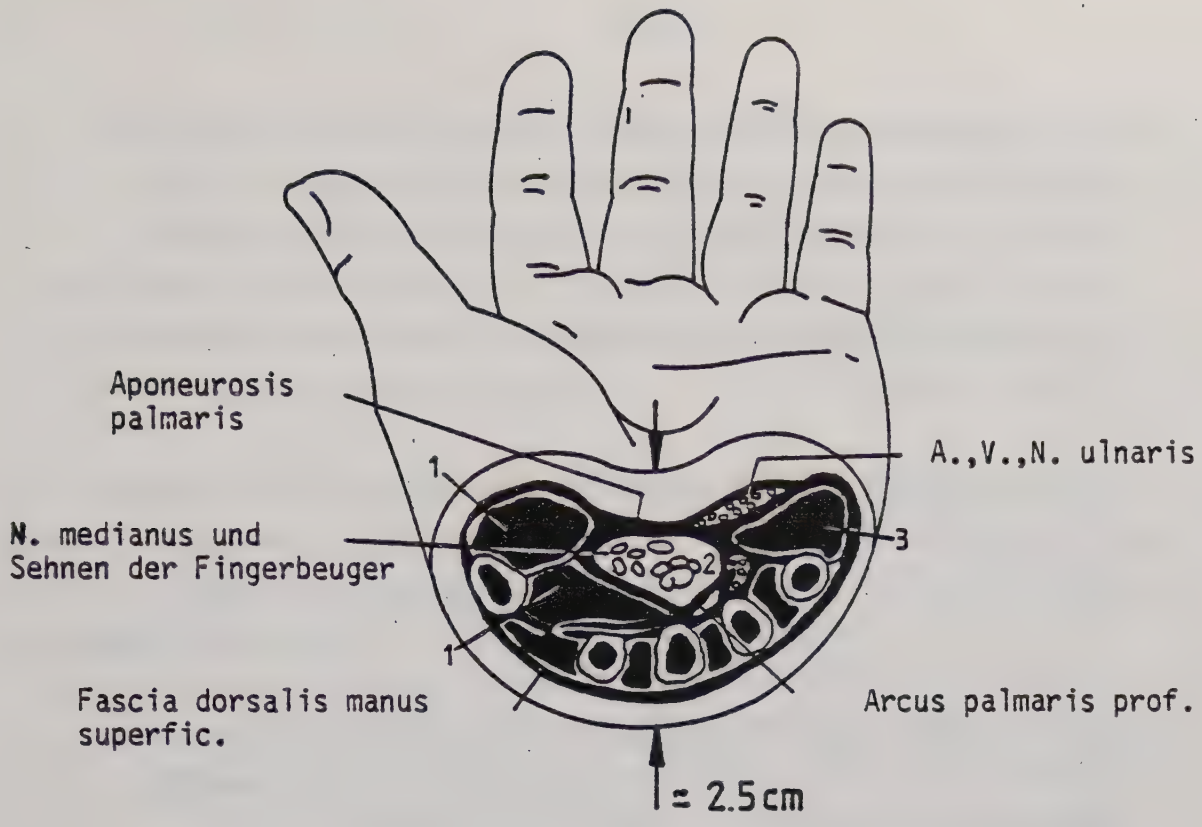
die Quelle eingebettet ist, und des Detektors einschließlich Nachfolgeelektronik gekennzeichnet werden (Kopp 82, Rollo 77). Dort sind solche Vereinfachungen im allgemeinen nicht möglich.

Bereits in der Einleitung wurde dargelegt, daß ein radioaktives Depot durch drei Meßgrößen beschrieben wird: Aktivität, Tiefe und Ausdehnung. Diese Größen können nur aus räumlichen Impulsratenverteilungen über der Hautoberfläche geschlossen werden und sind stets gleichzeitig zu bestimmen. Insbesondere ist eine Abschätzung der Aktivität aus einer Impulsrate ohne Kenntnis der Tiefe nicht möglich.

Für die Konzeption von abbildenden Systemen ist es zunächst notwendig, aus den anatomischen Gegebenheiten die maximal mögliche Tiefe abzuschätzen, welche bei einer Wundkontamination auftreten kann. Es wird im folgenden angenommen, daß die Verletzung an der Hand erfolgt (im allgemeinen an der Palma manus einschließlich der Finger). Aus Abb.3.1 (nach Rohen 77) geht hervor, daß man mit der Annahme einer maximalen Tiefe von 10 mm alle Punkte der Hand erreicht (u.U. unter Kompression des Gewebes). Am ehesten ist das Depot in der Subcutis zu erwarten oder sogar nur in der Epidermis, die im Bereich der Leistenhand vergleichsweise dick ist (0.75 - 1.2 mm, in Schwielen 2 mm und mehr). Es sind jedoch auch intramuskuläre Depots denkbar (Kleinfingerballen, Daumenballen). Eine Verletzung an einer anderen Körperstelle ist allein vom Unfallhergang unwahrscheinlich (s.2.1.), in solchen Fällen kann außerdem auch chirurgisch energischer vorgegangen werden, wenn es gilt, ein radioaktives Depot zu entfernen und/oder nachzuweisen.

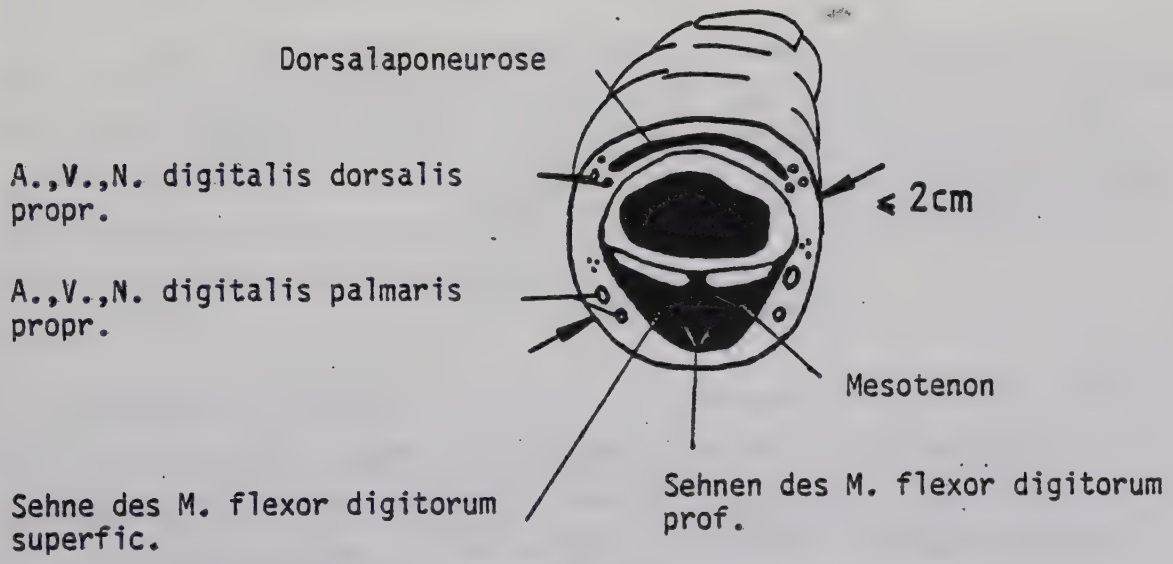
Es werden vorab noch einige häufig verwendete Begriffe und Abkürzungen erläutert:

- Die einzige Meßgröße ist die Impulsrate C in Imp/s (C wie "Countrate") oder bei Variation des Ortes die Impulsratenverteilung.



(a) Querschnitt in Höhe der Mittelhandknochen

1=Thenarloge, 2=Mittelhandloge, 3=Hypothenarloge



(b) Querschnitt durch die Grundphalanx

Abb. 3.1: *Anatomische Verhältnisse an der Hand*

(nach Rohen 77)

-Das Meßsystem (einschließlich der vorgeschalteten abbildenden Struktur) wird durch die Empfindlichkeit oder Sensitivität S in Imp/Bq×s charakterisiert. Im allgemeinen wird die Ortsabhängigkeit der Sensitivität in Form von Längsprofilen (senkrecht zur Hautoberfläche) oder Querprofilen (parallel zur Hautoberfläche) dargestellt.

-Diejenige Aktivität, die man unter bestimmten Voraussetzungen mit einem Meßsystem gerade noch nachweisen kann, A_{min}, ist eine häufig angegebene Größe, die hier kurz erörtert wird:
Die Frage, ob tatsächlich eine Aktivität vorliegt oder nicht, taucht nur bei Impulsraten C auf, welche geringfügig größer sind, als die zuvor gemessene Untergrundrate U; daher kann der statistische Fehler der in der Meßzeit T gemessenen Impulse für Meßsignal und Untergrund annähernd gleichgesetzt werden: $\sqrt{C \times T} \approx \sqrt{U \times T}$. Die Ablehnung der Nullhypothese (daß nämlich keine Aktivität vorhanden ist) wird dann mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit 1. Art von α=2.5% (Wahrscheinlichkeit für ein falsch positives Ergebnis) vorgenommen, wenn gilt:

$$C - U \geq 2\sqrt{2}\sqrt{U/T} \quad . \tag{3.1}$$

Als mit einem Meßsystem der Sensitivität S [Imp/Bq×s] in der Meßzeit T [s] gerade noch nachweisbare Aktivität A_{min} [Bq] wird dann diejenige Aktivität angesehen, deren Impulsrate zu einer Ablehnung der Nullhypothese führt:

$$A_{min} = \frac{2\sqrt{2U}}{S\sqrt{T}} \quad . \tag{3.2}$$

Im 4. Kapitel wird dargelegt (s. 4.1.2.2.), daß mit dem getesteten Meßsystem eine niedrige Untergrundrate von U = 6 Imp/min = = 10 Imp/100s erreicht werden kann (allerdings durch Wahl enger Fenstergrenzen am Differentialdiskriminator , welche die Zählrate des Nutzsignals um 1/3 einschränken). Diese Untergrundrate stellt eine leicht erreichbare Forderung für jedes andere Meßsystem dar, insbesondere ist ein Halbleiterzähler (wie in 4.3. dargelegt) vermutlich wesentlich rauschärmer.
O.B.d.A. wird im weiteren Verlauf dieses Kapitels stets eine

Untergrundrate von U = 0.1 Imp/s des Meßsystems zugrundegelegt. Mit Hilfe von Gl. 3.2 lassen sich die angegebenen Abschätzungen für A_{min} auf eine andere Untergrundrate umrechnen.

3.2. Nachweisgrenzen von Transurandepots im Gewebe durch Messung der Röntgenfluoreszenzstrahlung

Die einfachste und zugleich empfindlichste Nachweismethode für ein in der Tiefe t im Gewebe liegendes radioaktives Depot ist die Anwendung eines Detektors ohne kollimierende Einrichtung mit der aktiven Öffnungsfläche πR_D^2 gemäß Abb. 3.2a.

Für die Sensitivität dieser Meßeinrichtung gilt dann (immer unter den in 3.1. getroffenen Voraussetzungen):

$$S[Bq^{-1}s^{-1}] = 0.5\, \beta_x \int_{\cos\theta_{max}}^{1} \exp(-\mu t/y)\, dy \qquad (3.3)$$

mit $\theta_{max} = \arctan(R_D/t)$.

Dabei ist β_x die Röntgenstrahlenausbeute (=0.07 für ^{239}Pu) und μ der lineare Schwächungskoeffizient (=0.16 mm^{-1} für H_2O bei 15 keV).

Der Anstieg der Sensitivität mit dem Detektorradius wird mit steigendem R_D immer flacher, gleichzeitig nimmt die Untergrundrate U mit der aktiven Zählerfläche zu (Zunahme der Kristall- und Photokathodengröße). Vereinfachend wird zwischen der Detektorfläche und Untergrundrate ein linearer Zusammenhang angenommen:

$$U[s^{-1}] = \alpha R_D^2 . \qquad (3.4)$$

Mit Gl. 3.2 ergibt sich dann ein Ausdruck für die in der Meßzeit T minimal nachweisbare Aktivität A_{min} in Abhängigkeit von der Tiefe t und vom Detektorradius R_D:

$$A_{min}(t,R_D) = \frac{2\sqrt{2\alpha} \times R_D}{S(t,R_D)\sqrt{T}} . \qquad (3.5)$$

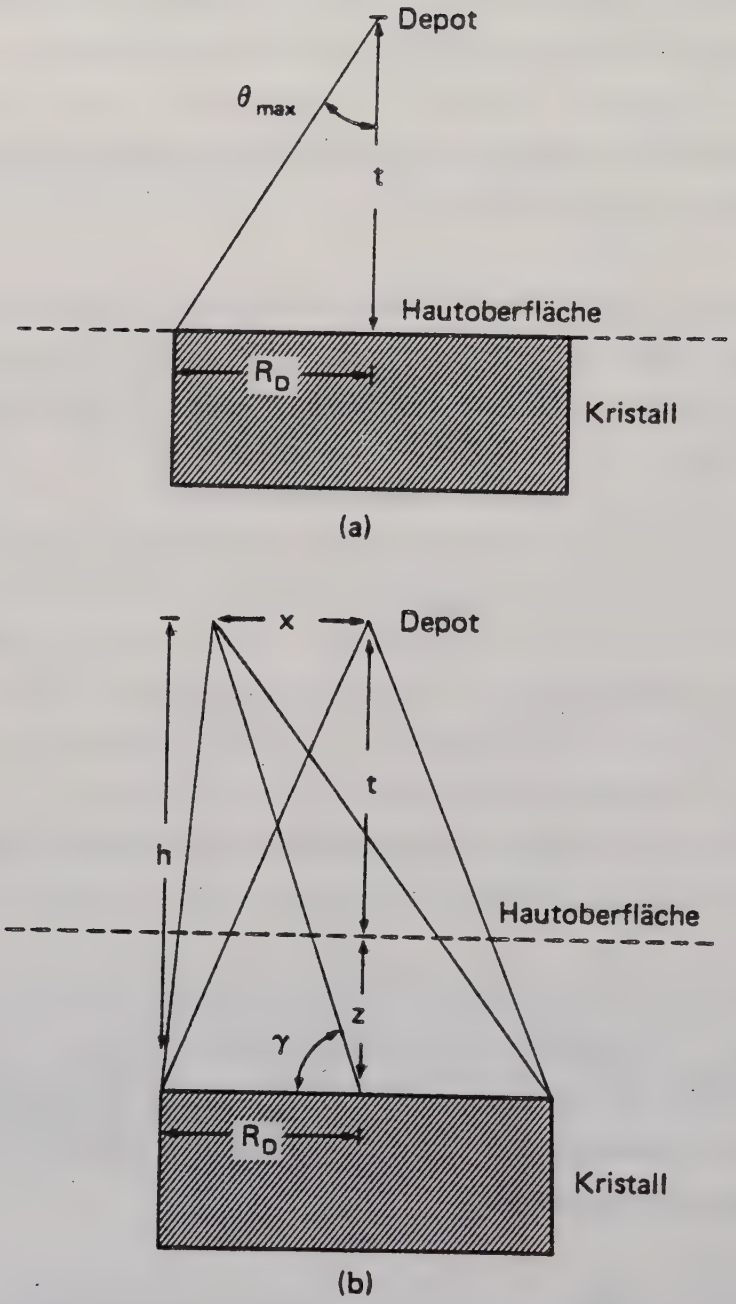


Abb. 3.2: *(a) Nachweis eines Radioaktivitätsdepots mit einem unkollimierten Detektor (s. Text)*

(b) Ausmessung von Längs- und Querprofilen mit einem unkollimierten Detektor

Durch numerische Integration des Ausdrucks (3.3), welcher im wesentlichen die Integralexponentialfunktion darstellt, gewinnt man die in Abb. 3.3 dargestellten minimalen Aktivitäten als Funktion von t und R_D. Dabei wurde $\alpha = 0.0020\ mm^{-2}s^{-1}$ zugrundegelegt (mit den für die in Kap. 4 getestete Apparatur ermittelten Werten für R_D = 4 mm und U = 0.1 Imp/s, s.auch 3.1.) sowie T = 100 s. Es ergibt sich für jede Tiefe ein optimaler Detektorradius, bei dem die Meßapparatur eine höchstmögliche Empfindlichkeit aufweist. Ein Detektorradius R_D von 4...8 mm ist für den Tiefenbereich von 0...10 mm eine vernünftige Wahl. Mit den hier angenommenen Voraussetzungen kann eine Aktivität von ca. 2nCi (75 Bq) in 10 mm Tiefe gerade noch nachgewiesen werden (ca. 50% des ALI-Wertes, s. 2.4.). Die Nachweisempfindlichkeit läßt sich durch Anwendung eines Detektors mit noch geringerer Untergrundrate (s. 4.3.) oder eine Erhöhung der Meßzeit weiter steigern. Es ist jedoch zu berücksichtigen, daß nur die Wurzel von α oder T in Gl. 3.5 eingeht, so daß erst eine 4fache Steigerung des Meßaufwandes zu einer Verdopplung der Nachweisempfindlichkeit führt.

Die mit dem unkollimierten Detektor aufgenommenen Längs- und Querprofile enthalten auch Informationen über die Tiefe (s. auch 4.2.2.). Ein wesentlicher Vorteil ist dabei, daß die Impulsraten nahezu unabhängig von der Ausdehnung der Quelle sind, solange die Fläche der Aktivität klein gegenüber der Detektorfläche ist. Die grundsätzlichen Zusammenhänge lassen sich leicht anhand elementargeometrischer Überlegungen aufzeigen (s. Abb. 3.2b):

Eine auf der Detektorachse im Abstand h vom Detektor befindliche Aktivität führt zu der Impulsrate

$$C = \frac{const}{h^2} \quad (h>t) \quad . \tag{3.6}$$

Sei h = t + z, wobei z der Hautabstand ist, und $C_H = \frac{const}{t^2}$ die an der Hautoberfläche gemessene Impulsrate. Dann folgt aus (3.6.):

$$C(z) = \frac{C_H}{(1 + z/t)^2} \quad . \tag{3.7}$$

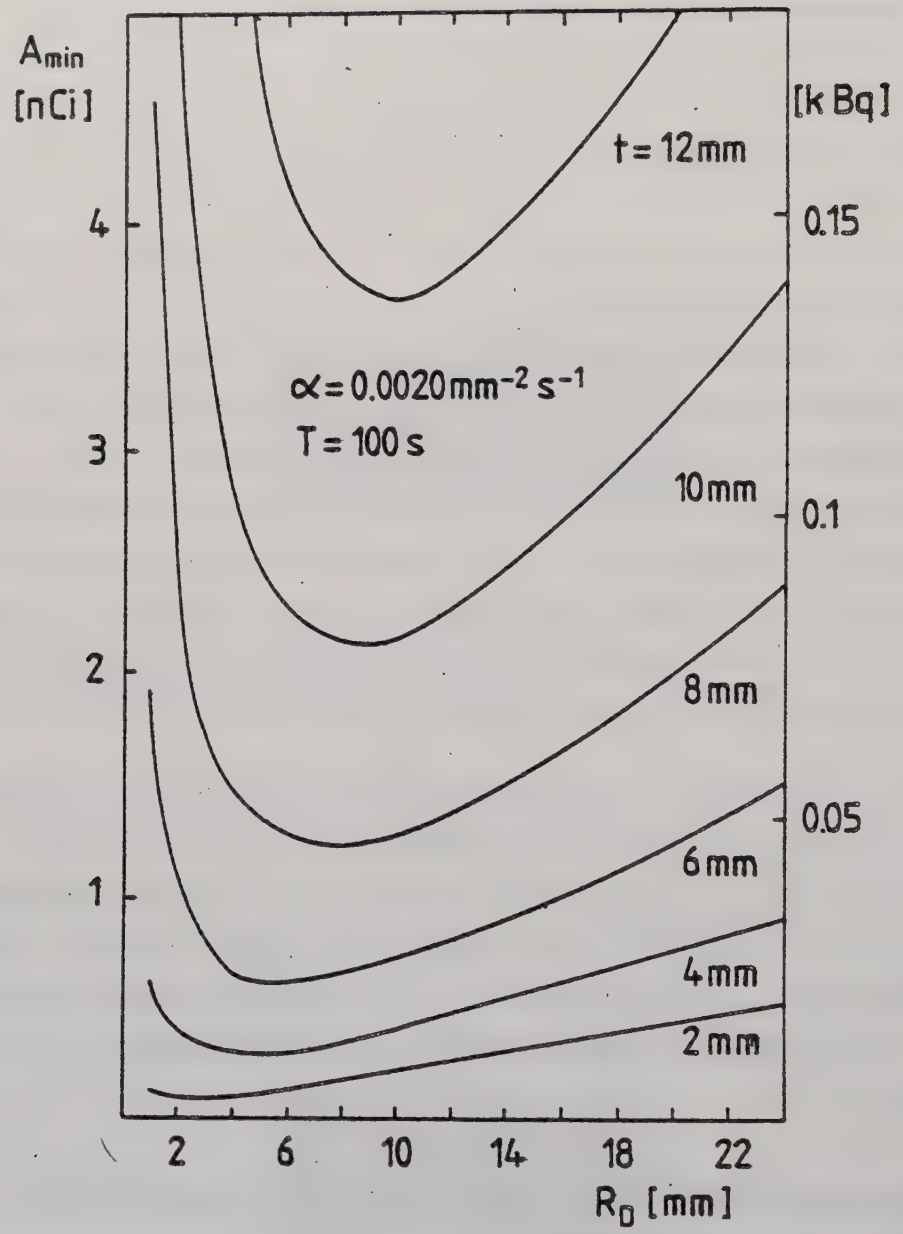


Abb. 3.3: Nachweisgrenzen für ^{239}Pu in Abhängigkeit von der Gewebetiefe t und vom Detektorradius R_D

Derjenige Hautabstand, in dem die an der Hautoberfläche gemessene Impulsrate $C(z=0) = C_H$ auf einen bestimmten Bruchteil abfällt, ist von t abhängig (z.B. ist $C(z=t) = C_H/4$).

Für eine im Abstand x von der Detektorachse befindliche Aktivität erscheint die Detektorfläche näherungsweise unter dem Raumwinkel (Abb.3.2b):

$$\Delta\Omega = \sin\gamma \frac{\pi R_D^2}{h^2} \qquad (3.8)$$

mit $\sin\gamma = h/\sqrt{h^2 + x^2}$.

Für $x_{1/2} = h\sqrt{3}$ ist die auf der Detektorachse gemessene Impulsrate gerade auf die Hälfte abgefallen; ein an der Hautoberfläche aufgenommenes Querprofil (h=t) hat bei einem in der Tiefe t liegenden Aktivitätsdepot gerade die Halbwertsbreite

$$\Delta x = 2t\sqrt{3} \quad . \qquad (3.9)$$

Für größere Tiefen werden die relativen Unterschiede zwischen den Längs- und Querprofilen benachbarter Tiefen immer kleiner (und diese Unterschiede sind wegen der mit dem Abstand quadratisch abfallenden Impulsrate immer schwerer zu messen), daher ist auf diese Weise allenfalls für kleine Tiefen (t < 4-5 mm) eine quantitative Bestimmung möglich.
Genauere Ergebnisse erhält man mit fokussierten Viellochkollimatoren.

3.3. Einsatz von Kollimatoren zur Bestimmung charakteristischer Parameter von Transurandepots

3.3.1. Geometrische Eigenschaften von Viellochkollimatoren

Ein fokussierter Viellochkollimator wird gemäß Abb. 3.4 durch folgende Parameter bestimmt:

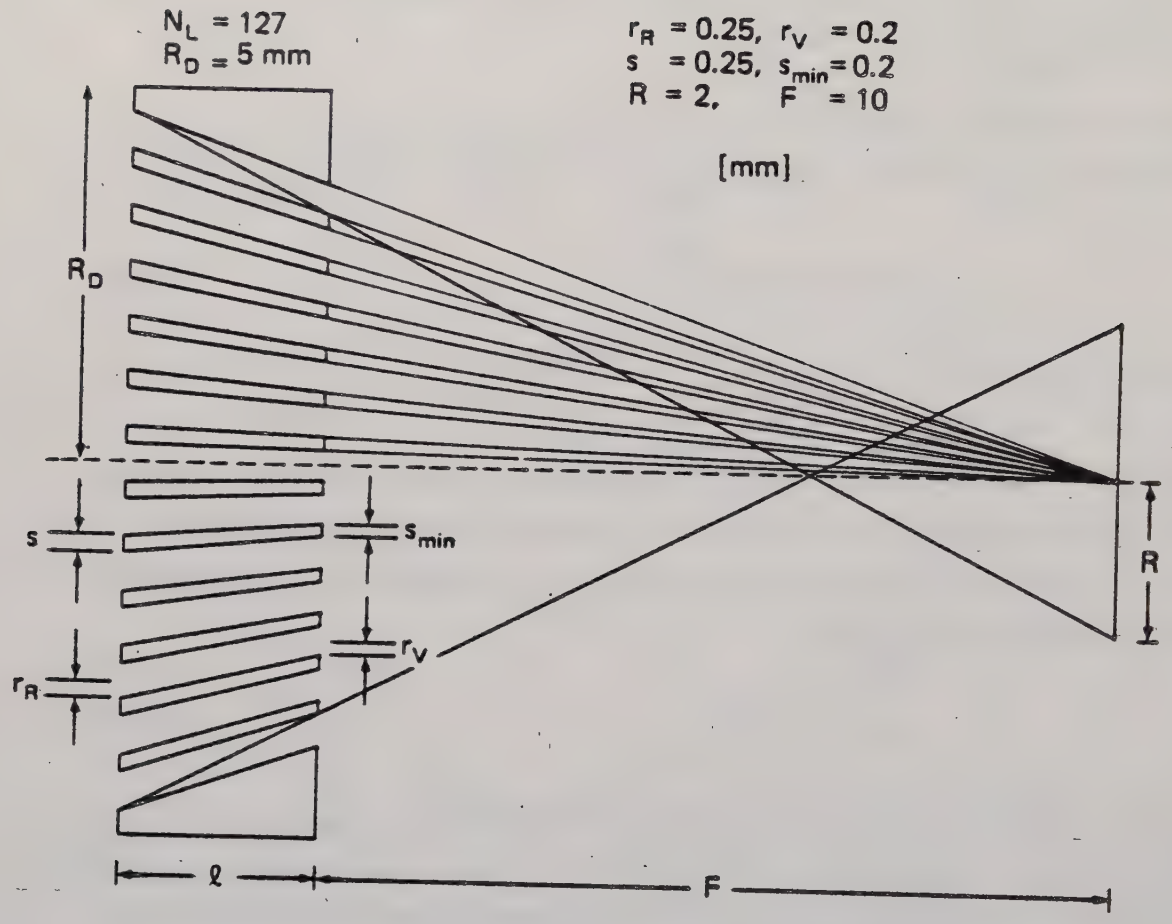


Abb. 3.4: Fokussierter Viellochkollimator mit der Güte A_{min} = 15 nCi (555 Bq), t_{max} = 10 mm, Δt = 6.5 mm

- r_R : Bohrradius an der Rückfläche (zum Detektor gerichtet)
- r_V : Bohrradius in der Frontfläche
- s_{min} : minimale Septenbreite (in der Frontfläche)
- F : Fokuslänge
- R : Gesichtsfeldradius der Einzelbohrung in der Fokalebene.

Durch diese Parameter ist der Kollimator eindeutig festgelegt, wenn man den Radius R_D der (aktiven) Detektorfläche (hier 5 mm) und die Art der Lochanordnung kennt. In unserem Fall wird stets eine hexagonale Anordnung der Bohrungen zugrunde gelegt. Man beachte, daß F und R nicht notwendigerweise mit den Fokussierungseigenschaften der Einzelbohrungen übereinstimmen (s.3.3.2.).

Alle weiteren Kollimatoreigenschaften lassen sich mit den 5 obigen Größen ausdrücken. Für die Länge (Höhe) des Kollimators folgt:

$$\ell = \frac{(r_R + r_V)\, F}{R - r_V} \tag{3.10}$$

und für die Lochzahl:

$$N_L = 1 + 6\sum_{i=1}^{n-1} i = 3(n-1)n + 1 \tag{3.11}$$

mit $n = [(R_D - r_R)/(2r_R + s)] + 1$ (Zahl der Lochreihen)
und $s = [(2r_V + s_{min})\,(F + \ell)/F] - 2r_R$ (Septenbreite in der Rückfläche).

Die ersten 3 Parameter (r_R, r_V, s_{min}) werden in erster Linie durch die technischen Grenzen in der Kollimatorherstellung festgelegt, einen weiteren limitierenden Faktor stellt die Septumpenetration dar. Die beiden anderen Parameter F und R werden durch die Anforderungen bestimmt, die an den Kollimator gestellt werden: Während F im wesentlichen der maximalen Tiefe entspricht, bis zu der man das Gewebe ausloten kann, korreliert R mit der Ortsauflösung in Quer- und Längsrichtung zur Kollimatorachse. Letztere wird jedoch auch von F beeinflußt.

Eine Verbesserung der Tiefenausleuchtung (durch Vergrößerung von F) oder der Ortsauflösung (durch Verkleinerung von R) geht nur auf Kosten der geometrischen Ansprechwahrscheinlichkeit, welche typischerweise durch G

charakterisiert wird (geometrical efficiency, geometrischer Wirkungsgrad: Beck 69, Rollo 77):

$$G[mm^2] = \frac{N_L \cdot \pi \cdot r_V^2 \cdot r_R^2}{4\ell^2} \qquad (3.12)$$

Die Bedeutung dieser Größe liegt darin, daß eine Flächenaktivität mit Aktivitätsbelegung $\sigma[Bq/mm^2]$ mit $G\sigma[Bq]$ Zählerereignissen pro Zeiteinheit im Detektor nachgewiesen werden kann, sofern sie die Gesichtsfelder aller Bohrungen ausfüllt. Dies wird insbesondere durch eine kreisförmige Flächenaktivität mit Radius R in der Fokalebene erfüllt.

Die Nachweisgrenze A_{min} eines Kollimators ist mit seinem geometrischen Wirkungsgrad G korreliert, welcher sich im wesentlichen aus einer Integration über das Kollimatorquerprofil ergibt. Besser wird die Sensitivität für punktförmige oder gering ausgedehnte Quellen aber durch den Maximalwert des Querprofils in der Fokalebene beschrieben. Insbesondere ist G beim Vergleich zweier Kollimatoren nur dann aussagekräftig, wenn identisch geformte Querprofile vorliegen (eine Bedingung, die im allgemeinen nicht erfüllt ist, s. 3.3.2.). An der Herleitung von Gl. 3.12 erkennt man außerdem, daß die Impulsrate durch G mit steigendem Quotienten r_V/ℓ zunehmend überschätzt wird (s. z.B. Beck 69).

Aus den eben dargelegten Gründen ist das von BECK angegebene Konzept zur Kollimatorentwicklung hier nicht anwendbar. Es besteht darin, nach Festlegung der Kollimatoreigenschaften (mit R und F) die noch freien Parameter unter Berücksichtigung der Randbedingungen so zu variieren, daß G maximal wird. Dieses Vorgehen ist in der nuklearmedizinischen Diagnostik deswegen sinnvoll, weil man dort (im Vergleich zu den geometrischen Auflösungseigenschaften des Kollimators) quasi-unendliche Quellen untersucht, die in transversaler Richtung abgescannt werden (heutzutage vor allem in der Schilddrüsendiagnostik). Für Aktivitäten geringer Ausdehnung lassen sich die interessierenden Kollimatorkenngrößen nur durch exakte Berechnung der Empfindlichkeitsprofile bestimmen.

3.3.2. Berechnung von Empfindlichkeitsprofilen

Die Impulsrate C [Imp/s] einer beliebig räumlich ausgedehnten Quelle mit der in Zylinderkoordinaten beschriebenen Aktivitätsdichte $A(\phi,x,h)$ berechnet sich in allgemeiner Form zu:

$$C = \frac{\beta_X}{4\pi} \int_h \int_x \int_\phi A(\phi,x,h) \times \Delta\Omega(x,h)\, d\phi\, dx\, dh \qquad (3.13)$$

Dabei ist β_X: Anteil der emittierten Röntgenquanten pro Zerfall
x : Abstand des Aufpunktes von der Kollimatorachse
h : Abstand des Aufpunktes von der Kollimatorfrontebene
$\Delta\Omega(x,h)$: Raumwinkel, unter dem die aktive Detektorfläche vom Aufpunkt aus erscheint.

Der Kollimator wird als rotationssymmetrisch um seine Längsachse (Kollimatorachse) angenommen, was mit zunehmender Lochzahl immer besser erfüllt ist.
Da die Variation des Raumwinkels mit h erheblich geringer ist als mit x, läßt sich die räumliche Aktivität A mit guter Näherung in eine Flächenaktivität mit der Aktivitätsbelegung $\sigma(\phi,x)$ [Bq/mm^2] im mittleren Abstand h_0 überführen:

$$C(h_0) = \frac{\beta_X}{4\pi} \int_x \int_\phi \sigma(\phi,x) \times \Delta\Omega(x,h_0)\, d\phi\, dx \qquad (3.14)$$

Wir nehmen nun eine kreisförmige Flächenaktivität mit Radius ρ und der konstanten Aktivitätsbelegung σ an, deren Zentrum im Aufpunkt (x_0, h_0) liegt. Auf diese Weise wird (3.14) in ein Einfachintegral übergeführt, bei dem nur noch über die Quellenausdehnung integriert wird:

$$C(x_0,h_0,\rho) = \frac{\beta_X}{4\pi} \sigma \int_{x=\max(0,x_0-\rho)}^{x_0+\rho} x\, \Delta\phi(x,x_0,\rho)\, \Delta\Omega(x,h_0)\, dx \qquad (3.15)$$

Dabei ist $\Delta\phi(x, x_0,\rho)$ gemäß Abb. 3.5 gerade derjenige Winkel, welcher durch die Quelle aus einem Kreis mit Radius x um den Koordinatenursprung herausgeschnitten wird. $\Delta\phi$ läßt sich mit elementargeometrischen Mitteln ausrechnen.

Gl.3.15 stellt die Grundgleichung für die Berechnung eines Kollimatorquerprofils dar. Um die Empfindlichkeit S in [Imp/Bq×s] zu erhalten, muß die Impulsrate auf die Gesamtaktivität $\sigma\pi\rho^2$ [Bq] bezogen werden. Die Berechnung der Raumwinkelfunktion $\Delta\Omega(x,h)$ wird im Anhang dargestellt (s. 7.).

Weiter vereinfacht wird Gl. 3.15, wenn die Quelle rotationssymmetrisch zur Kollimatorachse angeordnet ist, wie es bei der Aufnahme eines Kollimatorlängsprofils der Fall ist. Wegen $\Delta\phi\equiv 2\pi$ ergibt sich dann:

$$C(h_0,\rho) \simeq \beta_x \frac{\sigma}{2} \int_{x=0}^{\rho} x \, \Delta\Omega(x,h_0) \, dx \quad . \tag{3.16}$$

Mit diesem Ausdruck läßt sich in Analogie zum vorigen Abschnitt ein verallgemeinerter geometrischer Wirkungsgrad definieren, der vom Quellenradius ρ abhängt.

Es wurde ein Programm in FORTRAN IV entwickelt, welches nach den Gl. 3.15 - 16 Kollimatorquer- und -längsprofile in beliebigen Schnittebenen berechnet und ausplottet. Die numerische Integration wird nach dem Verfahren von Romberg mit vorgebbarer Genauigkeit durchgeführt (Selder 73). Das Programm kann auf einer LSI 11 mit vertretbarer Rechenzeit betrieben werden (für die meisten Probleme je nach verlangter Genauigkeit, Quellengröße und Lochzahl 1...15 min).

Es werden um Empfindlichkeitsprofile verschiedener Kollimatoren und ihre Abhängigkeiten von Kollimator- und Quellenparametern diskutiert. Ein Aktivitätsdepot gilt dabei mit einem abbildenden Meßsystem als nachgewiesen, wenn dieses in einer Meßzeit von T = 100 s mindestens 10 Impulse registriert (nach 3.1. wird eine Untergrundrate von U = 0.1 Imp/s angenommen: $2\sqrt{2}\sqrt{U\cdot T} \lesssim 10$).

Die Empfindlichkeitsprofile wurden stets für das Isotop ^{239}Pu (β_x=0.07) und die Tiefe 0 berechnet. Bei einer Gewebetiefe t muß die Sensitivität zusätzlich mit dem Absorptionsfaktor $\exp(-\mu t)$(μ = 0.16 mm^{-1})multipliziert werden. Eine präzisere Berücksichtigung der Tiefe wird im Anhang beschrieben.

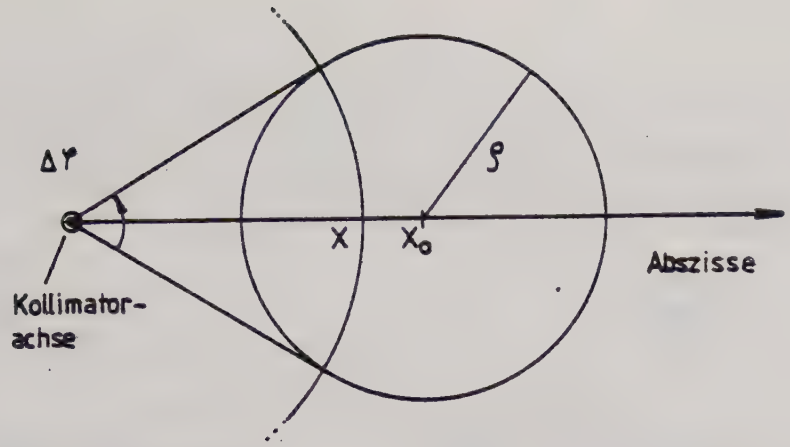


Abb. 3.5: Die azimutale Funktion $\Delta\phi(x, x_0, \rho)$ (s. Gl. 3.15)

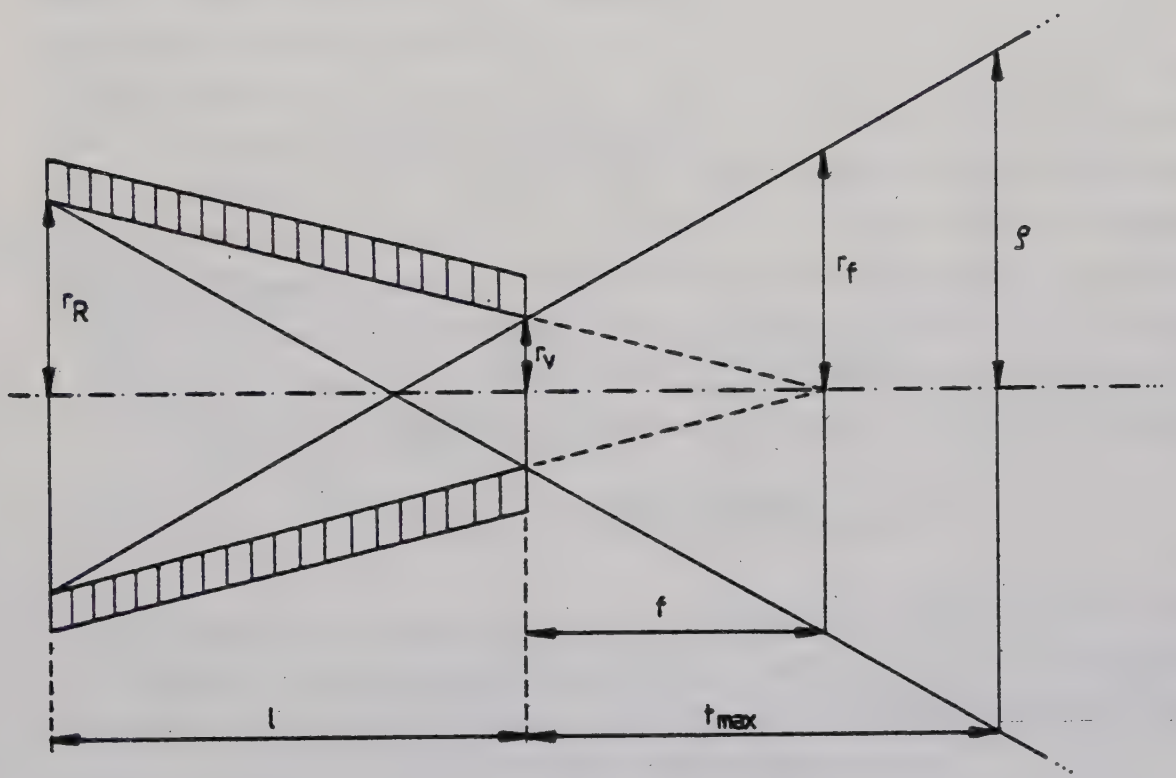


Abb. 3.6: Einlochkollimator

Einlochkollimatoren

Ein Einlochkollimator (Abb. 3.6) wird bereits durch drei Parameter eindeutig bestimmt (im allgemeinen: r_R, r_V, ℓ). Für die Fokuslänge f und den dazugehörigen Gesichtsfeldradius r_f erhält man:

$$f = \frac{r_V \times \ell}{r_R - r_V} \tag{3.17}$$

$$r_f = r_V + \frac{(r_R + r_V)\, r_V}{r_R - r_V} \quad . \tag{3.18}$$

In Abb. 3.7 erkennt man, daß für punktförmige Aktivitäten Tiefen bis maximal $t_{max} = f$ mit ausreichender Genauigkeit diskriminiert werden können. Im Abstand $h = f$ ändert sich nämlich das quadratische Abstandsverhalten (das Längsprofil hat einen "Knick"), weil für $h < f$ die hintere Kollimatoröffnung r_R und für $h > f$ die vordere Kollimatoröffnung r_V für den Raumwinkel maßgeblich ist, unter dem die Detektorfläche erscheint. Für ausgedehnte Aktivitäten $\rho > r_V$ bleibt die Sensitivität konstant, solange die Quelle das Gesichtsfeld des Kollimators vollständig ausfüllt. Erst dann erfolgt ein Abfall nach dem quadratischen Abstandsgesetz, dessen Kurvenform für ρ charakteristisch ist (Abb. 3.7). Die maximal auszuloteende Tiefe steigt also mit zunehmendem Quellenradius:

$$t_{max} = \frac{\ell\,(\rho - r_V)}{r_R - r_V}, \quad \rho > r_V \quad . \tag{3.19}$$

Eine Tiefenbestimmung für Quellen mit $\rho > r_V$ ist durch die Messung des Hautabstandes z_0 möglich, bei dem der quadratische Abfall beginnt. Nach (3.19) ist dann:

$$t = \frac{\ell\,(\rho - r_V)}{r_R - r_V} - z_0 \quad . \tag{3.20}$$

Aus Gl. 3.20 ist ersichtlich, daß t erst nach vorheriger Bestimmung von ρ angegeben werden kann (ρ kann aus dem abfallenden Kurventeil z.B. durch Messung der Verschiebung $\Delta z_{1/2}$ bestimmt werden, um die der Detektor von z_0 aus bis zum Abfall auf die halbe Impulsrate bewegt werden muß).

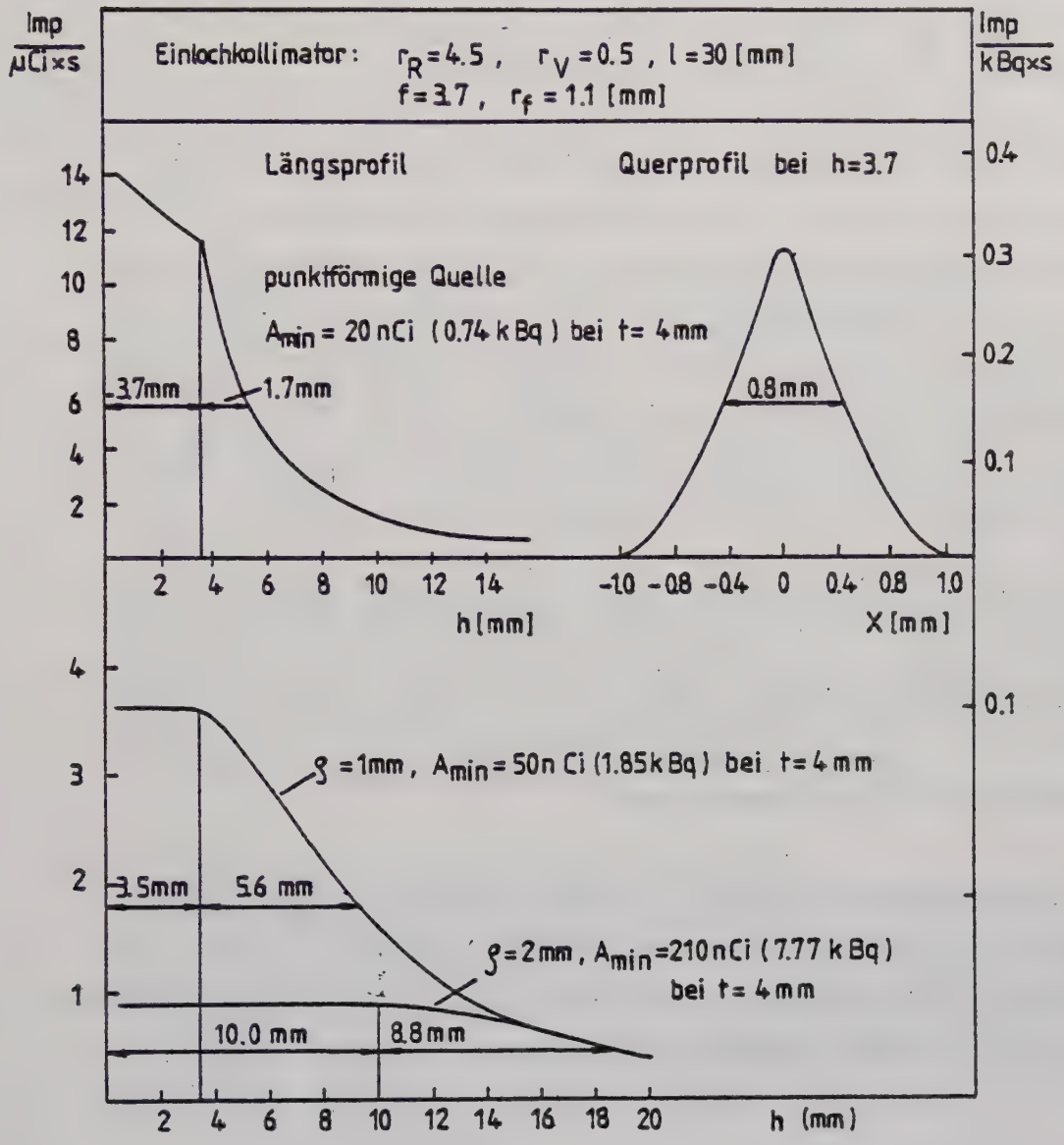


Abb. 3.7: Empfindlichkeitsprofile eines Einlochkollimators (für punktförmige und ausgedehnte Quellen)

Aus diesen Erörterungen ergibt sich in Verbindung mit Abb. 3.7, daß eine Vermessung von radioaktiven Depots mit fokussierenden Einlochkollimatoren aus folgenden Gründen unzweckmäßig ist:

- Schon eine Information über geringe Tiefen ($t_{max} < 4$ mm) erfordert nach Gl. 3.17 Kollimatoren, die eine erhebliche Impulsratenreduktion bewirken. Im Beispiel der Abb. 3.7 wird für punktförmige Aktivitäten in 4 mm Tiefe die minimale Aktivität von 0.2 nCi (7.4 Bq) auf 20 nCi (740 Bq)(Faktor 100) gegenüber der Anwendung des Detektors allein erhöht(vgl. Abb. 3.3). Beim Übergang zu Quellen mit $\rho > r_v$ fällt die Einschränkung der Zählrate noch stärker ins Gewicht.

- Zusätzlich zu dem großen Sensitivitätsverlust sind die Längsprofile für $\rho < r_v$ nicht sehr charakteristisch in bezug auf eine Tiefenbestimmung (wodurch zusätzliche Fehler entstehen); für $\rho > r_v$ ist die Tiefenbestimmung umständlich (da gleichzeitig ρ ermittelt werden muß).

In Querrichtung zeigen Einlochkollimatoren eine gute Ortsauflösung, die Halbwertsbreite in der Fokalebene beträgt ungefähr r_f (Abb. 3.7). Daher sind Einlochkollimatoren zur genauen Positionierung des Detektors über dem Aktivitätsdepot geeignet (s. 4.2.2.).

Viellochkollimatoren

Die Längsprofile von Viellochkollimatoren sind glockenförmige unsymmetrische Kurven, wobei sich die kollimatorferne Flanke aus quadratisch abfallenden Kurvenanteilen zusammensetzt. Der Abstand h, bei dem das Sensitivitätsmaximum auftritt, entspricht der maximalen Tiefe t_{max}, die mit diesem Kollimator noch diskriminiert werden kann. (wie dies in der Praxis geschieht, wird in 4.2.3.2. beschrieben). Aus der Sensitivität im Maximum läßt sich die minimale nachweisbare Aktivität A_{min} in der Tiefe t_{max} berechnen. Die Halbwertsbreite Δt der Kurve ist

schließlich ein Maß für die Genauigkeit der Tiefenbestimmung. Das Tripel (A_{min}, t_{max}, Δt) wird als Güte eines Kollimators bezeichnet. Die Abhängigkeit der Güte von den verschiedenen Kollimatortypen und -spezifikationen wird im folgenden untersucht. Dabei werden zwei Kollimatortypen unterschieden:

- Kollimatoren mit fokussierenden Bohrungen (Abb. 3.4):
  Die Fokussierungseigenschaften der Einzelbohrungen, die wie bei Einlochkollimatoren nach Abb. 3.6 definiert sind, stimmen mit den Fokussierungseigenschaften der (konisch angeordneten) Bohrlöcher überein. In diesem Fall ist der 5. Parameter R (3.3.1.) nicht mehr frei wählbar, sondern durch Gl. 3.18 bestimmt. Solche Kollimatoren werden üblicherweise in der Nuklearmedizin verwandt (Schilddrüsenszintigraphie). Die für die Diagnose von Wundkontaminationen erforderlichen Abmessungen bereiten jedoch solche technischen Probleme bei der Herstellung, daß man von der Forderung fokussierender Einzelbohrungen abrücken muß.

- Kollimatoren mit zylindrischen Bohrungen:
  Die geringsten Herstellungsprobleme werfen Kollimatoren mit zylindrischen Bohrungen auf: $r_R = r_V = r$. Die fokussierenden Eigenschaften werden durch die konische Anordnung der Bohrungen erzeugt. In diesem Fall sind die Kollimatorgrößen r, s_{min}, F und R frei wählbar.

Läßt man zunächst die Septumpenetration unberücksichtigt (s. 3.3.3.), so wird die Kollimatorgüte bei festgelegtem F und R durch Verkleinerung von r_R, r_V sowie s_{min} laufend verbessert, wie Abb. 3.8 illustriert. Dies ist allerdings nicht zuletzt wegen der Erhöhung der Lochzahl N_L (nach Gl. 3.11) mit einer erheblichen Steigerung des Herstellungsaufwandes verbunden. Für konventionelle Techniken der Werkstoffbearbeitung (Bohren, Gießen) ist die Obergrenze für $r_R = r_V = s_{min} = 0.2mm$ erreicht. Diese Werte werden bei den folgenden Modellrechnungen zugrunde gelegt. Durch diffizile Techniken, wie z.B. dem Funkenerosionsverfahren, kann der Herstellungsaufwand weiter gesteigert werden, insbesondere wird die Anfertigung fokussierender Einzelbohrungen ermöglicht. Dieser Weg wurde aus Kostengründen nicht beschritten.

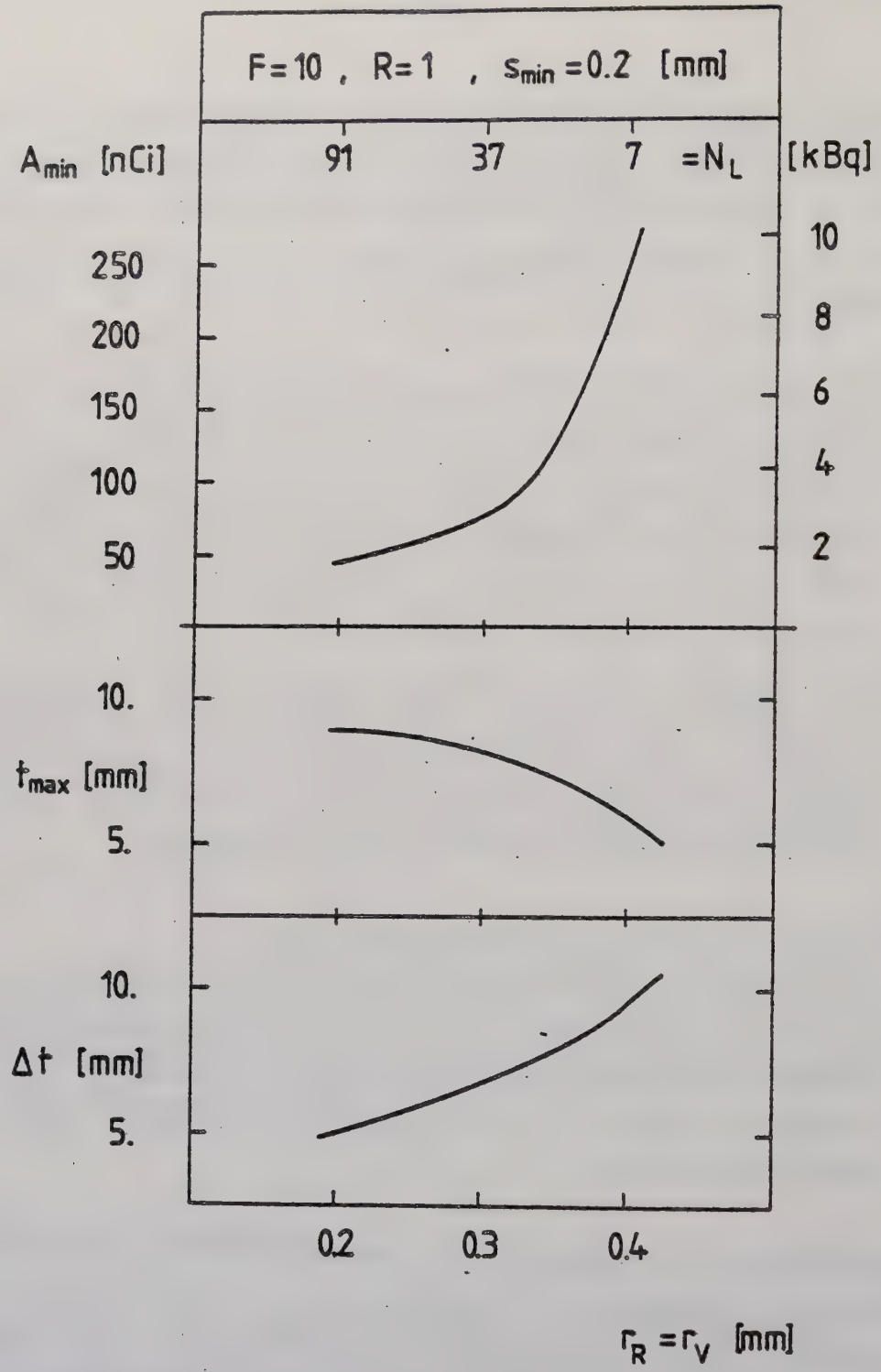


Abb. 3.8: Abhängigkeit der Kollimatorgüte vom Herstellungsaufwand (N_L: Zahl der Bohrungen)

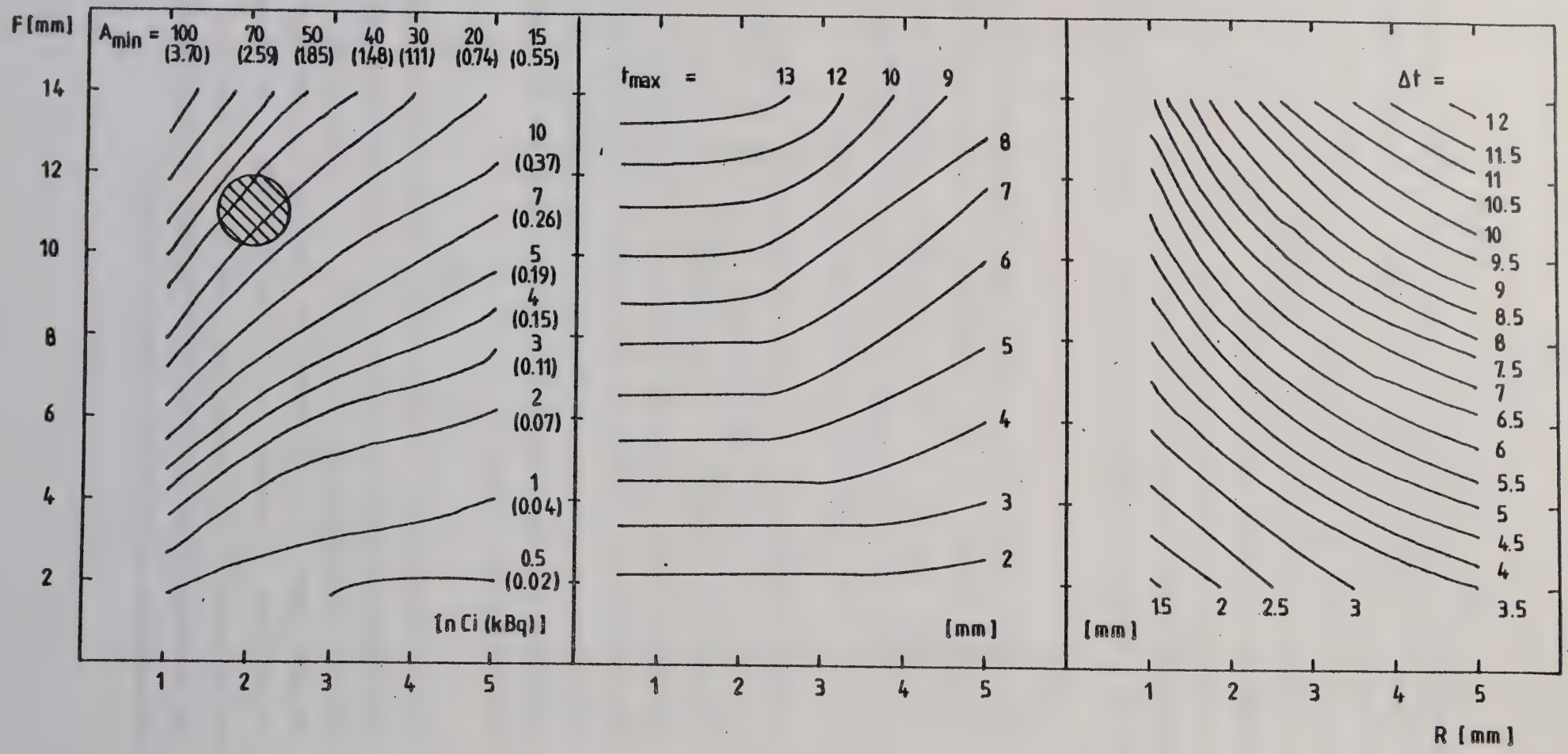
Nach Festlegung von r_R und s_{min} erhält man alle auf diese Weise herstellbaren Kollimatoren durch Variation von F und R. Bei fokussierenden Einzelbohrungen muß r_R dann jeweils mit Gl. 3.18 angepaßt werden. Abb. 3.9 zeigt eine Darstellung der Kollimatorgüte in Abhängigkeit von R und F für Viellochkollimatoren mit zylindrischen und fokussierenden Bohrungen, wobei die oben diskutierten Spezifikationen $r_V = s_{min} = 0.2$ mm zugrunde liegen. Die Rechnungen wurden für punktförmige Quellen unter Annahme einer Gewebetiefe von $t = 10$ mm (für die Berechnung von A_{min}) durchgeführt. Aus den Graphen der Abb. 3.9 lassen sich folgende Zusammenhänge ableiten:

- Die maximale Tiefe t_{max} wird im wesentlichen durch die Fokuslänge F bestimmt. Bei Kollimatoren mit fokussierenden Bohrungen gilt sogar $t_{max} = F$ für nicht zu große R. Überschreitet R allerdings einen bestimmten Wert, führt eine Vergrößerung von R zu einer laufenden Erniedrigung von t_{max}.

- Die Sensitivität A_{min} und die Tiefenauflösung Δt konkurrieren bei festgelegtem t_{max} über R miteinander. Abb. 3.10 (links) illustriert, daß man dann grundsätzlich zwischen einem hochauflösenden oder sensitiven Kollimator zu wählen hat. Eine Vergrößerung von F führt stets gleichzeitig zu einer Verschlechterung von Sensitivität und Tiefenauflösung. Die Tiefe ist daher der eigentliche limitierende Faktor beim Nachweis von radioaktiven Depots.

- Beim Übergang zu Kollimatoren mit fokussierenden Bohrungen durch Anpassung von r_R werden signifikante Verbesserungen der Kollimatorgüte erreicht. In Abb. 3.10 ist dargestellt, daß auf diese Weise besonders die Sensitivität gesteigert werden kann (in unserem Beispiel um 25 - 30%). Die Kurvenform des Längsprofils ist durch einen steilen Abfall nach Erreichen des Maximums gekennzeichnet ($h > F$), was die Tiefenmessung eines Depots erleichtert.

Abb. 3.9a: Abhängigkeit der Kollimatorgüte von R und F bei vorgegebenem Herstellungsaufwand
$r_R = r_V = s_{min} = 0.2$ *mm (punktförmige Quellen)*



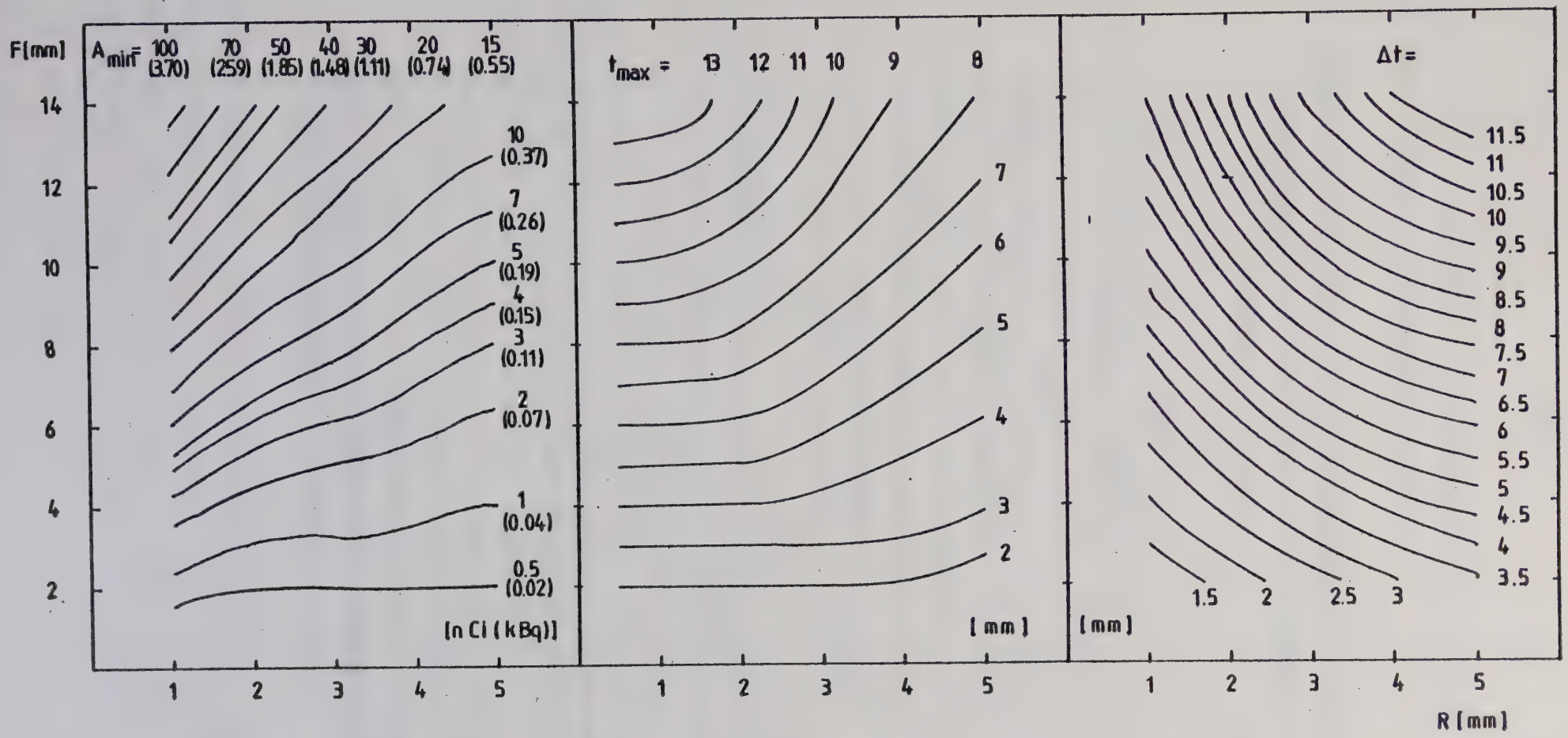


Abb. 3.9b: Verbesserung der Kollimatorgüte durch Anwendung fokussierter Viellochkollimatoren mit fokussierenden Bohrungen $r_V = s_{min} = 0.2$ mm (punktförmige Quellen)

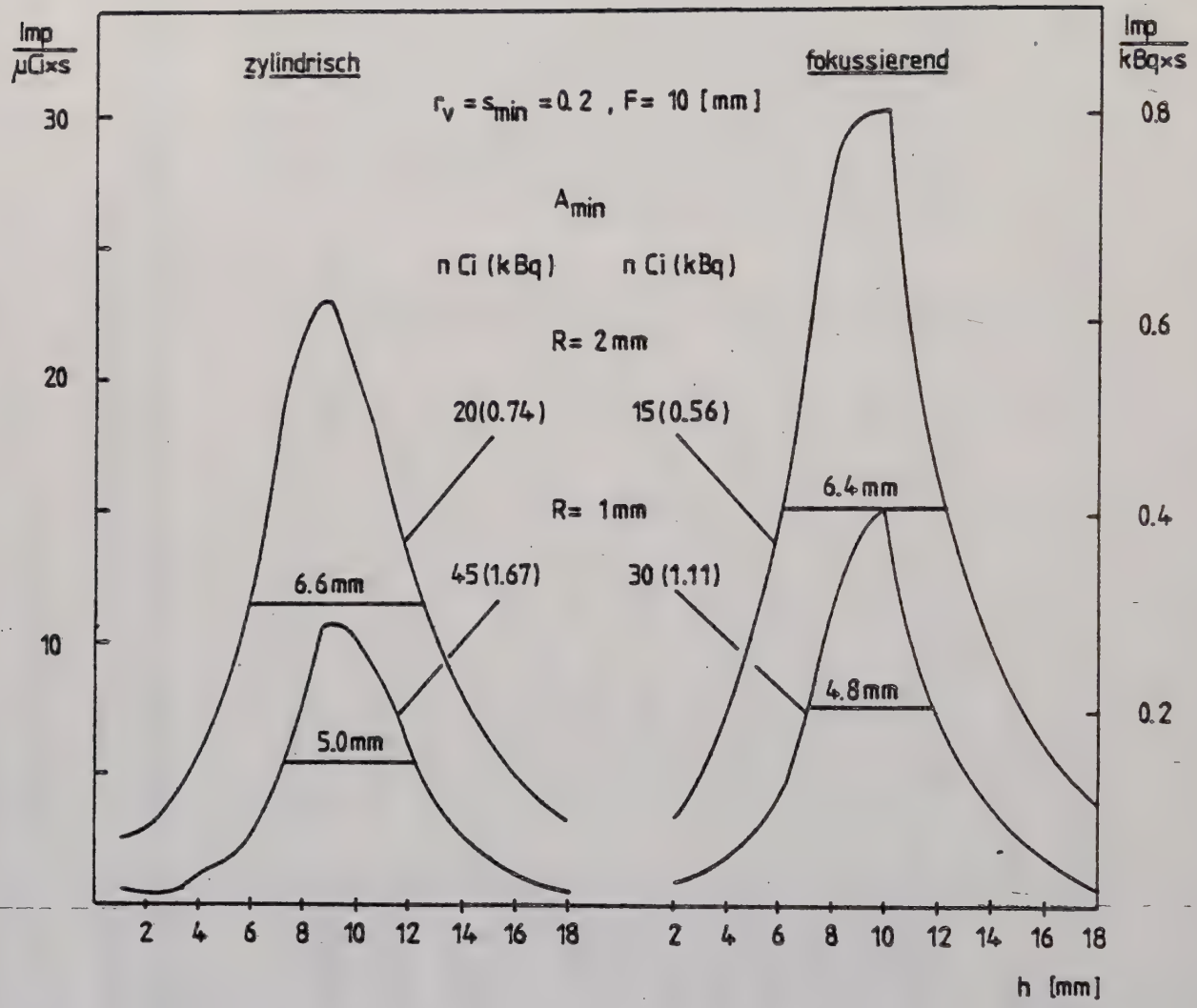


Abb. 3.10: Verhalten der Längsprofile bei Variation von R für zylindrische und fokussierende Bohrungen

Abb. 3.11 zeigt beispielhaft die Veränderungen der Kollimatorlängsprofile beim Übergang zu ausgedehnten Quellen ρ:

- Während Sensitivität und Tiefenauflösung mit steigendem ρ deutlich schlechter werden (und zwar umso schneller, je näher der Quellenradius an R herankommt), strebt $t_{max} \to F$ für $\rho \to R$ (wird also größer). Die Variationsbreite von t_{max} in Abhängigkeit vom Quellenradius erhöht sich mit steigendem R. Für zu große R setzt eine genaue Tiefenbestimmung die Kenntnis der Quellenausdehnung voraus (wodurch die Tiefenbestimmung umständlich wird). Für kleine R (R < 2 mm) ist die Änderung von t_{max} mit ρ so klein, daß man sie in der Praxis zunächst vernachlässigen kann (s. 4.2.3.2.), womit die Bestimmung von t und ρ nahezu entkoppelt ist. Ein Vorteil von Kollimatoren mit fokussierenden Bohrungen liegt in der erheblich geringeren Variationsbreite von t_{max} mit ρ , die für kleine R praktisch verschwindet.

- Die Verbreiterung der Längsprofile mit ρ kann für eine Abschätzung der Ausdehnung des Aktivitätsdepots ausgenutzt werden. Nähert sich der Quellenradius dem Auflösungsradius R treten in den Profilkurven zusätzliche Nebenmaxima auf (s. auch 4.2.3.1.). Sie entstehen durch die Konkurrenz von neu zur Impulsrate beitragenden Lochreihen mit dem abfallenden Raumwinkel, wenn eine ausgedehnte Quelle von der vorderen Kollimatorfront zum Fokuspunkt hin bewegt wird. Bei punktförmigen oder gegenüber R gering ausgedehnten Quellen tragen die Kollimatorbohrungen nur in unmittelbarer Nähe des Fokuspunktes zur Zählrate bei, so daß die Fluktuationen vernachlässigbar klein sind.

Die Kollimatorquerprofile ergeben symmetrische Kurven mit wesentlich kleineren Halbwertsbreiten Δx als die Längsprofile. Das minimale Δx erhält man in der (geringfügig mit ρ variierenden) Fokalebene, wo sich für punktförmige Quellen Δx < R ergibt (die Anwendung

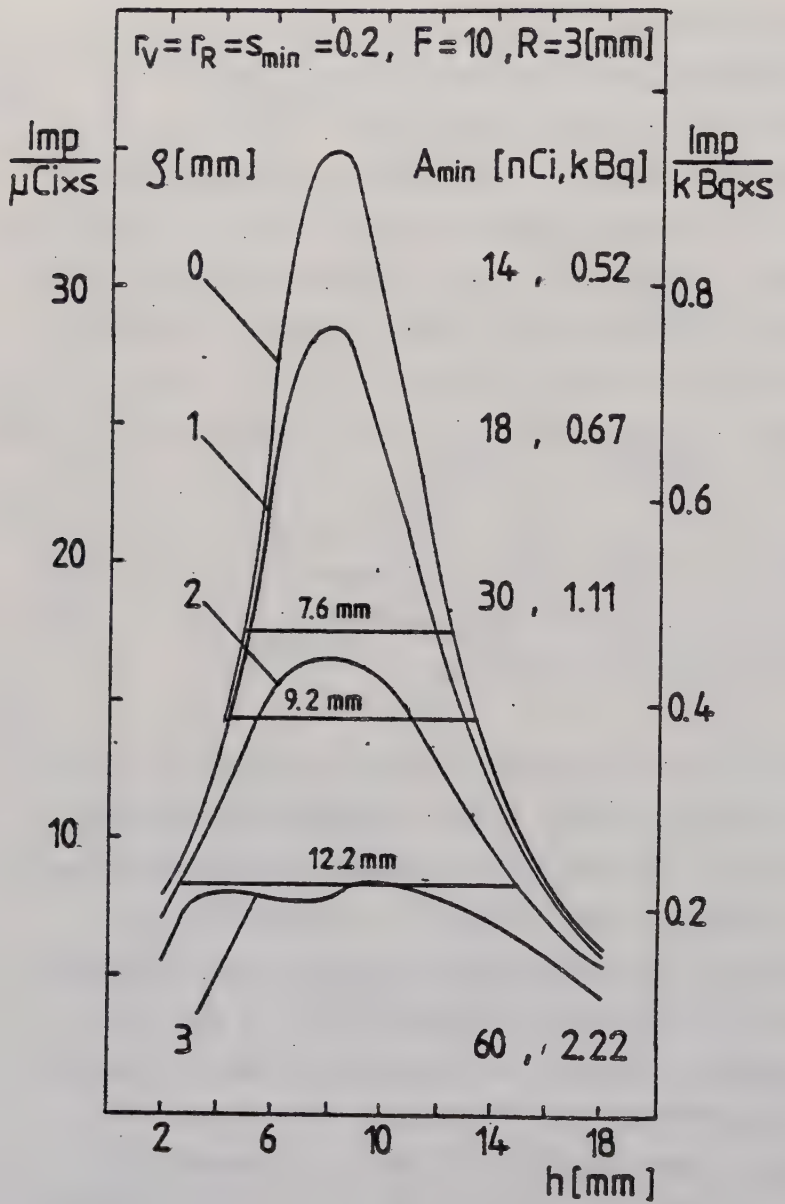


Abb. 3.11: Abhängigkeit der Längsprofile vom Quellenradius ρ

fokussierender Bohrungen führt zu einer weiteren Verbesserung der Ortsauflösung in Querrichtung). Die Querprofile verbreitern sich mit wachsendem Abstand von der Fokalebene.
Die Ausmessung der Querprofile von in der Fokalebene liegenden Quellen liefert die genauesten Abschätzungen der Ausdehnung von radioaktiven Depots (s. 4.2.3.2.).

Während die Querprofile in der Nuklearmedizin für die Beurteilung eines Kollimators besondere Bedeutung finden (Kopp 82), stellen für die Erfordernisse bei einer Wundkontamination die Längsprofile den limitierenden Faktor dar (die Ortsauflösung Δx in Querrichtung ist immer vollkommen ausreichend). Daher wird in dieser Arbeit die Güte eines Kollimators (A_{min}, t_{max}, Δt) ausschließlich nach dem Längsprofil beurteilt.

3.3.3. Entwicklung optimaler Kollimatoren

Mit den in Abschnitt 3.3.2 entwickelten Methoden können zu speziellen Problemen geeignete Viellochkollimatoren entwickelt werden. Die dafür notwendigen Schritte sind noch einmal kurz dargestellt:

(1) Festlegung der durch die Problemstellung vorgegebenen Kollimatoreigenschaften A_{min}, t_{max}, Δt und Δx innerhalb bestimmter Toleranzgrenzen.

(2) Ermittlung der minimalen technisch (bei adäquaten Kosten) noch realisierbaren Werte für r_R, r_V und s_{min}, wobei die Septumpenetration (s.u.) zu berücksichtigen ist (maximaler Herstellungsaufwand).

(3) EDV-gestützte Berechnung und Darstellung der interessierenden Kollimatoreigenschaften in Abhängigkeit von den Kollimatorparametern R und F (z.B. wie in Abb. 3.9) mit den unter (2) ermittelten Werten. Wenn Kollimatoren mit den unter (1) geforderten Eigenschaften existieren, kann u.U. eine niedrigere Stufe des Herstellungsaufwandes gewählt werden.

Von den unter idealisierten Annahmen (über Meßsystem und Kollimatoren) getroffenen Spezifikationen wird man in der Praxis dann einige Abstriche machen müssen. Gemäß Abb. 3.9 (schraffierter Bereich) erschien die Forderung gerade noch erfüllbar, 20 - 30 nCi (740 - 1110 Bq) ^{239}Pu in einer Tiefe von 10 mm nachweisen zu können.

Die tatsächlich realisierte Aktivitätsgrenze lag dann bei A_{min} = 75 nCi (2.8 kBq)(s. 4., Abb. 4.13). Allerdings hat die um den Faktor 3 niedrigere Sensitivität ihre Ursache in erster Linie im Meßsystem selbst und nur zu einem geringen Teil in den Kollimatoren.

Die (energieabhängige) Septumpenetration limitiert den maximalen Herstellungsaufwand zusätzlich (und hier besonders die minimale Septenbreite s_{min}) und muß vorher abgeschätzt werden (Beck 69). Mit Hilfe des geometrischen Wirkungsgrades G (Gl. 3.12) erhält man für den Anteil der die Septen penetrierenden γ-Quanten an den kollimierten γ-Quanten p folgenden Ausdruck, wenn eine das Gesichtsfeld des Kollimators vollständig ausfüllende Flächenaktivität zugrunde gelegt wird (p: Penetrationsfraktion):

$$p = \frac{(G_h - G)}{G} M \quad . \tag{3.21}$$

Dabei ist G der geometrische Wirkungsgrad des Kollimators, wie er durch Gl. 3.18 bestimmt wird, und G_h der geometrische Wirkungsgrad desjenigen abbildenden Systems, welches man nach Entfernung des die Bohrungen enthaltenden Kollimatorteils erhält:

$$G_h = \frac{\pi F^2 R_D^4}{4(F+\ell)^2 \ell^2} \cdot \tag{3.22}$$

M ist die Penetrationswahrscheinlichkeit, für welche man nach BECK folgende Abschätzung erhält:

$$M \approx \exp\{-\mu_{Koll} \cdot \ell \cdot (1-\tau)\} \quad , \tag{3.23}$$

wobei τ = Fläche der Bohrlöcher : Kollimatorfläche = $N_L r_R^2 / R_D^2$ und μ_{Koll} der lineare Schwächungskoeffizient des Kollimatormaterials ist.

Für die Kollimatorherstellung (s. 4.2.3.) stehen Messing (65-70% Cu, 30-35% Zn), dessen Absorptionsverhalten im wesentlichen dem Kupfer entspricht, oder Lipowitz-Metall (26.7% Pb, 50% Bi, 13.3% Sn, 10% Cd) zur Verfügung, dessen Absorptionsverhalten annähernd dem Blei entspricht.

Für einen sensitiven Kollimator mit der geringen Länge ℓ = 2.45 mm (Kollimator Typ I, s. Abb. 4.13) ergeben sich folgende Abschätzungen für die Penetrationsfraktion p in Abhängigkeit von der Energie:

Energie	30	60	80	[keV]	
Messing	$2 \cdot 10^{-5}$	10	400		= p
Lipowitz-Metall	10^{-25}	0.05	10		= p

Für den praktischen Einsatz eines Kollimators muß mindestens $p < 0.1$ gefordert werden.
In Übereinstimmung mit den Messungen (s. 4.2.3.1.) zeigt die obige Tabelle, daß Messing für einen Energiebereich um 60 keV (^{241}Am) eine zu geringe Absorption hat, während die Absorption von Lipowitz-Metall für diese Zwecke gerade noch ausreicht.

3.4 Der intraoperative Einsatz von Wundkontaminationszählern

Ganz neue Anforderungen sind an ein Meßsystem beim Einsatz während einer handchirurgischen Operation zu stellen. Intraoperativ benötigt der Operateur möglichst schnell Informationen über Vorhandensein bzw. Nichtvorhandensein von Radioaktivität in einem bestimmten Gewebebereich, wobei es weniger auf quantitative Angaben über das Radioaktivitätsdepot, als auf die genaue Lokalisierung ankommt. Folgende Bedingungen müssen dafür erfüllt sein:

- Der Detektor muß handlich und flexibel sein, um während der Operation in beliebigen Richtungen positionierbar zu sein. Es muß eine akustische Impulsanzeige (s. 4.1.3.1.) zur Verfügung stehen, um die Messungen "on-line" auswerten zu können.

- Der Detektor muß die Sterilitätsbedingungen bei einer Operation erfüllen. Dies kann durch selbstklebende sterile Folien erreicht werden, die häufig bei der Abdeckung des Operationsfeldes Anwendung finden (z.B. Opraflex^{R} von der Fa. Lohmann in verschiedenen Größen). Nach Reinigung mit einem Desinfektionsmittel werden Detektor sowie zuführende Leitung soweit mit dünner Folie beklebt, daß er vom Operateur wie jedes andere sterile Instrument verwendet werden kann. Die Folie schützt gleichzeitig die Apparatur vor Kontamination mit der radiotoxischen Substanz. Ihr schwächender Einfluß auf die Röntgenfluoreszenzstrahlung kann vernachlässigt werden.

- Die exakte Lokalisierung von Transurandepots (mind. 1*1 mm^2) muß möglich sein. Dies geschieht am einfachsten durch die gezielte Einkreisung mit dünnen Bleiglasscheibchen, die Bohrungen mit definierten Durchmessern enthalten.
  Schwierigkeiten können aufgrund der Detektorgröße (s. Abb. 4.2) beim Ausloten tiefer Gewebeschichten im Operationsgebiet entstehen. Hier muß im Einzelfall an unterstützende instrumentelle Maßnahmen gedacht werden.
  Um diesem Problem zu begegnen, wurde im KfK eigens ein Wundsondendetektor für den optimalen intraoperativen Einsatz entwickelt (Frommheim 76). Es handelt sich um einen nochmalig verkleinerten Szintillationszähler mit einem Gesamtdurchmesser der vorderen Detektorfront von 4 mm (Kristalldurchmesser 3 mm). Mit einem solchen Detektor kann man auch bei kleinen Operationsschnitten in der Tiefe des Operationsfeldes radioaktive Depots mit hoher Sensitivität ausmessen. Ein Wundsondendetektor ist allerdings für die quantitative (nichtinvasive) Diagnostik von Wundkontaminationen ungeeignet , in Abschnitt 3.2 wurde dargelegt, daß hierfür eine aktive Detektorfläche von 8-16 mm Durchmesser am günstigsten ist (bei Annahme einer maximalen Tiefe von 10 mm).

4. Inbetriebnahme eines Meßplatzes für Wundkontaminationen

Die von der Fa. Berthold gelieferte Meßapparatur entspricht einem modifizierten medizinischen Strahlungsmeßplatz. Abb. 4.1 gibt den Aufbau schematisch wieder.

In Abschnitt 4.1 werden die Einzelkomponenten des Meßplatzes kurz beschrieben und ihre wichtigsten Einstellungen bei einer Wundkontamination dargestellt. Für spezielle Informationen wird auf die Betriebsanleitungen und Schaltpläne der Fa. Berthold verwiesen.

Zum Testen und Kalibrieren der Apparatur steht neben den üblichen kalibrierten γ-Quellen ^{241}Am, ^{133}Ba (31 keV, 81 keV), ^{57}Co (122 keV) usw. eine variable Röntgenstrahlen-Quelle zur Verfügung, bei der mit Hilfe einer starken ^{241}Am-Quelle (10 mCi = 370 MBq) die charakteristische K_α-Strahlung von Cu (8.0 keV), Rb (13.4 keV), Mo (17.4 keV), Ag (22.1 keV), Ba (32.1 keV) und Tb (44.2 keV) erzeugt wird. Außerdem sind Flächenquellen niedriger Aktivität ($\approx$100 nCi = 3.7 kBq) von $^{238,239}Pu$, ^{241}Am und ^{244}Cm vorhanden.

4.1 Beschreibung der Einzelkomponenten

4.1.1. Szintillationssonde

Der Aufbau des Szintillationsdetektors wird schematisch in Abb. 4.2 wiedergegeben. Ohne die Einfassung hat der NaJ(Tl)-Szintillationskristall einen Durchmesser von 8 mm und und eine Dicke von 4 mm. Das Detektoreintrittsfenster wird von einer 0.2 - 0.3 mm dicken Al-Folie sowie einer schwarzen Tesabandverklebung gebildet; es ist auch für die niederenergetische Röntgenfluoreszenzstrahlung nahezu vollkommen durchlässig (s. 4.1.1.2.). Einlochkollimatoren werden auf das Detektorvorderteil aufgeschraubt, Viellochkollimatoren gemäß Abb. 4.2 aufgesteckt.

Die Impulse aus dem Emitterfolger haben bei der maximalen Hochspannung (HV) von 1400 V eine Signalhöhe von 30 mV für 17 keV bzw. 80 mV für 60 keV, entsprechend bei 1325 V eine Signalhöhe von 10 mV bzw. 50 mV.

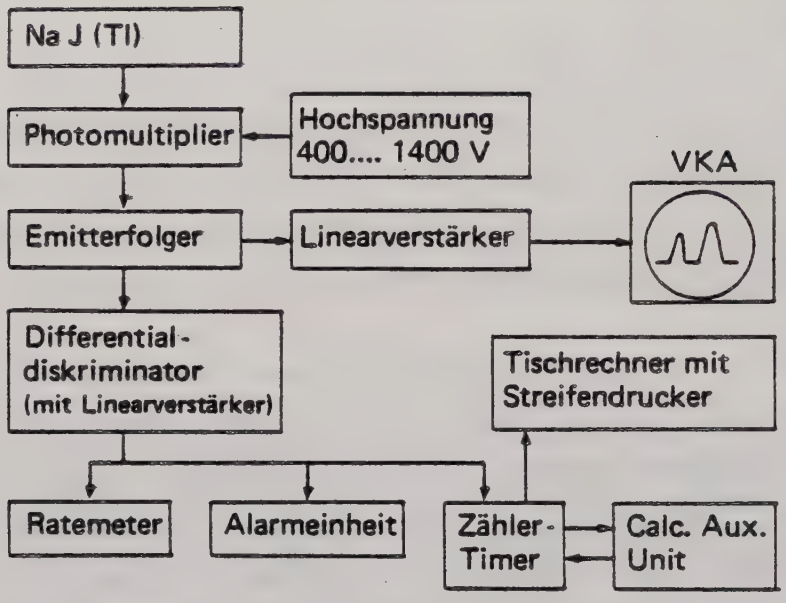
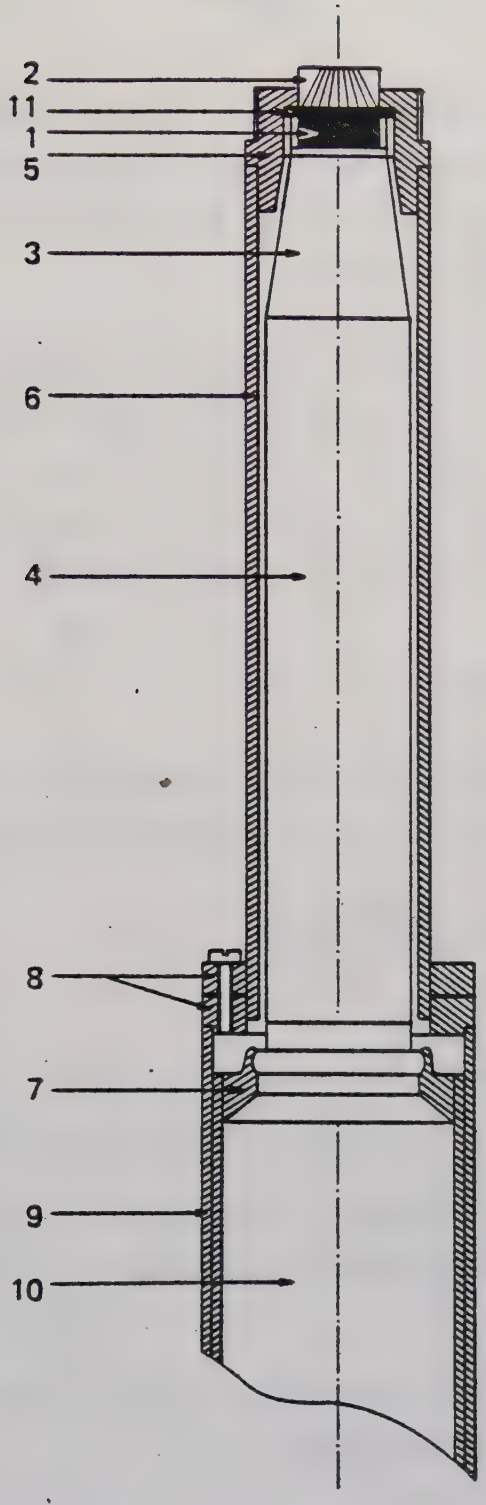


Abb. 4.1: Blockschaltbild des Meßplatzes (VKA: Vielkanalanalysator, Calc.Aux.Unit: Calculation Auxiliary Unit)



(Maßstab 1:1)

1: NaJ-Kristall ø 8/4 mit 0.2-0.3 Al-Fassung, 2: Viellochkollimator
3: Lichtleiter, 4: Photomultiplier, 5: Adapter, 6: Rohr, 7: Fassung
8: Ring, 9: Gehäuse, 10: Schaltbrett für Spannungsteiler und
Emitterfolger, 11: Gummischeibe ø 10 x ø 12

***Abb. 4.2:** Aufbau der Szintillationssonde*

Beim niedrigeren Spannungswert erweist sich der Impulshöhenabstand von Signalen und Untergrundereignissen noch als ausreichend, bei kleineren HV-Werten beginnt der Dunkelstrom des Photomultipliers die Messung im Energiebereich um 17 keV zu stören.

Das Energie-Impulshöhen-Diagramm ist im Energiebereich von 10 - 60 keV hinreichend linear. Abb. 4.3 zeigt jedoch, daß oberhalb von 60 keV über den gesamten Energiebereich bis zu 1 MeV Nichtlinearitäten auftreten, welche sowohl von der elektronischen Verarbeitung (Verstärker, VKA) wie auch vom Kristall selbst herrühren können (Siegbahn 74).

4.1.1.1. Energieauflösung

Aus detaillierten statistischen Überlegungen ergibt sich für das Auflösungsvermögen A eines Szintillationszählers folgender Ausdruck:

$$A^2 = A_0^2 + \frac{5.56\ \bar{S}}{\bar{n}\ \bar{p}\ (\bar{S}-1)} \quad . \tag{4.1}$$

Dabei ist

A_0: intrinsische Auflösung des Kristalls (ca. 4%)
$\bar{n}$: mittlere Photonenzahl pro Szintillationsprozeß
$\bar{p}$: mittlere Umwandlungswahrscheinlichkeit eines Photons in ein Photoelektron, welches die 1. Dynode erreicht
$\bar{S}$: mittlerer Multiplikationsfaktor des Photomultipliers pro Dynode

Wegen $\bar{n} \sim$ Energie des einfallenden Teilchens folgt für die Energieabhängigkeit des Auflösungsvermögens:

$$A^2 = A_0^2 + B/E \quad . \tag{4.2}$$

Je größer B ist, desto schlechter wird die Energieauflösung insbesondere im Bereich kleinerer Energien. Aus Gl. 4.1 geht hervor, daß B kaum von $\bar{S}$, also der Hochspannung, abhängt. Eine starke Abhängigkeit besteht dagegen von $\bar{p}$, welches die Lichtsammlung an der Photokathode (optischer Kontakt, Verblendung des Kristalls), die Elektronenausbeute an der

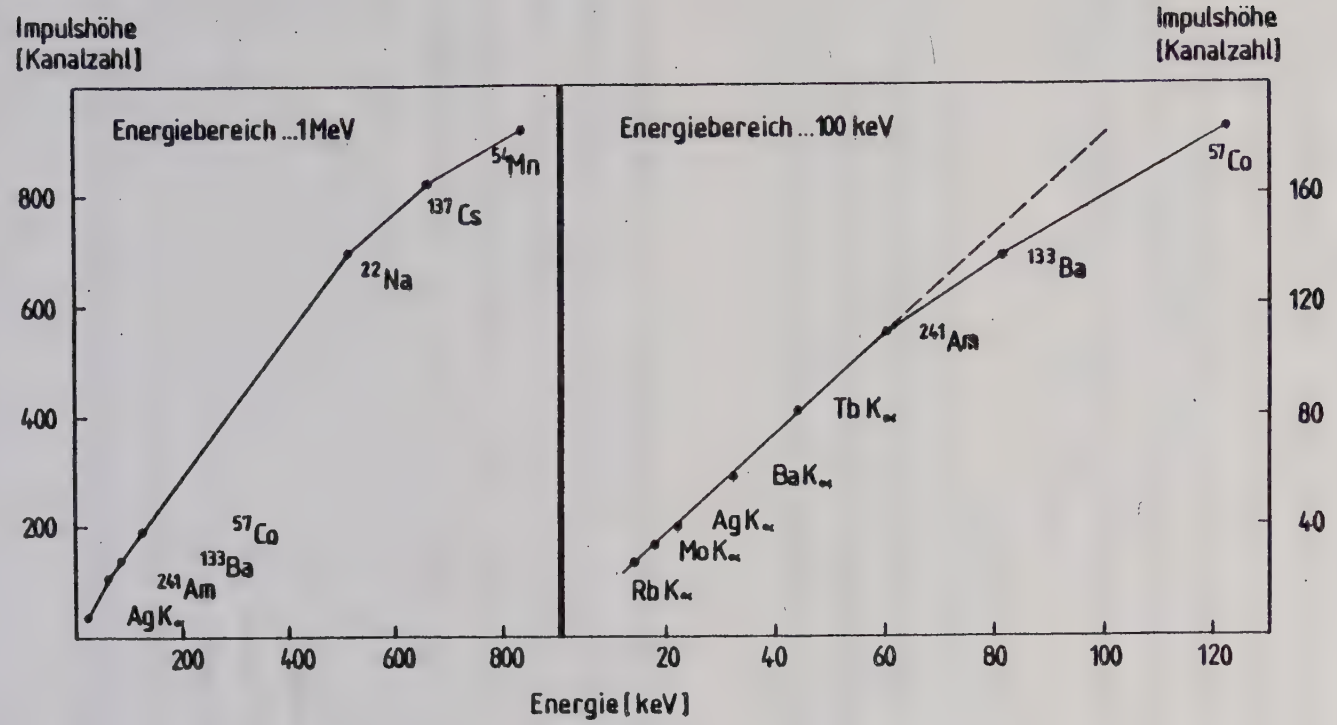


Abb. 4.3: Energie-Impulshöhen-Diagramm des Szintillationszählers einschließlich Nachfolgeelektronik für zwei Energiebereiche

Photoelektrode und die Fokussierung auf die 1. Dynode charakterisiert.

Abb. 4.4 zeigt das energieabhängige Auflösungsvermögen des Wundkontaminationszählers im Vergleich zu einem 2"×2"-Bohrlochkristall. Da die absolute Linienbreite zu niedrigen Energien hin immer geringer wird, treten dort größere Fehler bei der Spektrenauswertung auf.
Bei der untersuchten Szintillationssonde ist die Lichttransformation $\bar{p}$ gegenüber dem Referenzzähler um etwa den Faktor 2 reduziert. Für hohe Energien nähert sich die Energieauflösung erwartungsgemäß bei beiden Detektoren der intrinsischen Auflösung A. Die Auflösung ist für den praktischen Einsatz als Wundkontaminationszähler vollkommen ausreichend.

4.1.1.2. Ansprechwahrscheinlichkeit

Definitionsgemäß entspricht die Ansprechwahrscheinlichkeit (Efficiency) der Zahl der im Photopeak nachgewiesenen Impulse bezogen auf die Gesamtzahl der in den Kristall einfallenden γ-Quanten einer bestimmten Energie (Photopeak-Ausbeute).

Die gemessene Photopeak-Ausbeute ist abhängig von der Meßgeometrie zwischen Quelle und Detektor. Um Randeffekte auszuschließen, wurde eine Meßanordnung gewählt, bei der die aktive Detektorfläche in der Mitte nur bis zu einem Durchmesser von 7 mm ausgeleuchtet wurde und der Einfallswinkel der γ-Quanten aufgrund des Quellenabstandes nahezu senkrecht war. Abb. 4.5 zeigt, daß die Ansprechwahrscheinlichkeit unter diesen Bedingungen bis zu Energien von ca. 80 keV fast 100% beträgt. Der Kurvenverlauf entspricht im wesentlichen der energieabhängigen Absorptionskurve eines 4 mm dicken NaJ-Kristalls (Siegbahn 74). Die eingezeichneten Fehlerbalken sind zum überwiegenden Teil durch die Spektrenauswertung bedingt, zum geringen Teil durch Abweichungen in der Meßgeometrie, die Quellenausdehnung sowie fehlerhafte Aktivitätsangaben der kalibrierten γ-Quellen.

Bei voller Ausleuchtung der Kristallfläche (von 8 mm Durchmesser) wird die Photopeak-Ausbeute in Abhängigkeit vom Quellenabstand reduziert (s.a. 4.2.2.). Für den senkrechten Strahlungseinfall beträgt die

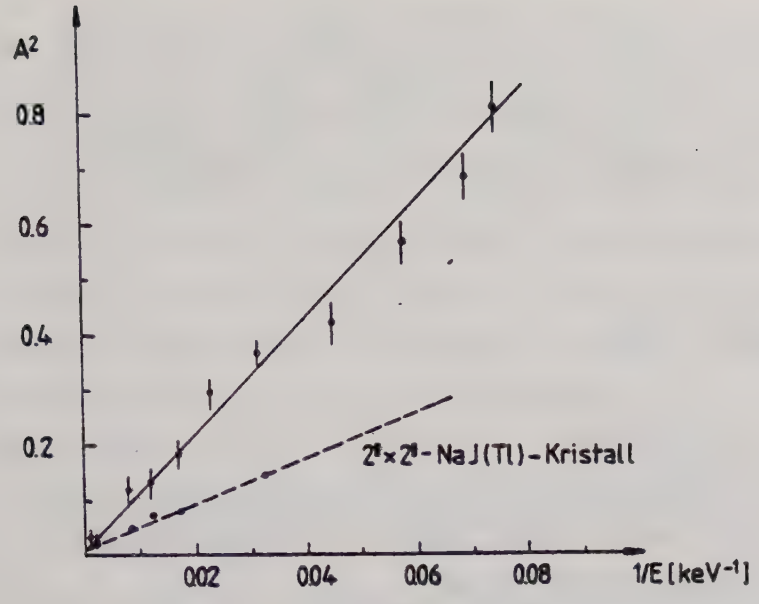


Abb. 4.4: Energieabhängiges Auflösungsvermögen A der Szintillationssonde im Vergleich zu einem 2"×2"-Bohrlochkristall mit Ausgleichsgeraden (durchgezogene Geraden)

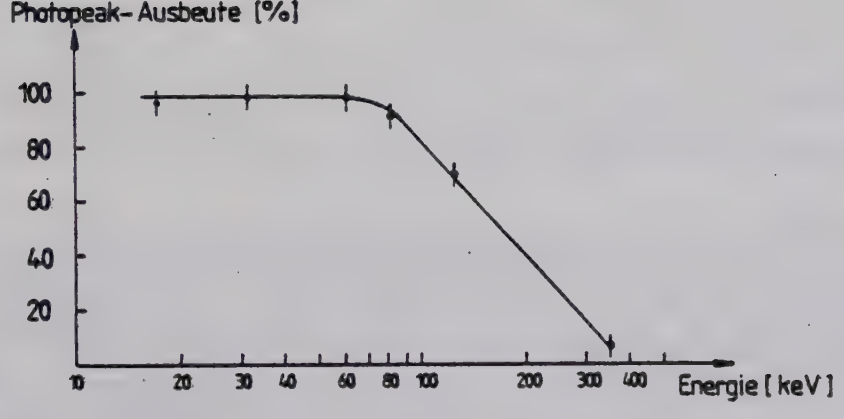


Abb. 4.5: Energieabhängige Ansprechwahrscheinlichkeit (Photopeak-Ausbeute) der Szintillationssonde unter Vernachlässigung von Randeffekten mit Ausgleichskurve (durchgezogene Kurve)

Ansprechwahrscheinlichkeit dann ungefähr 80% (für Energien < 80 keV), bei flachen Einfallswinkeln (geringer Quellenabstand) geht sie bis auf 40% zurück. Dabei spielt auch die zunehmende Weglänge im Detektoreintrittsfenster eine Rolle (Zunahme der Absorption bei niedrigen Energien).

4.1.2. Differentialdiskriminator (DD)

Bei dem in die Meßapparatur eingebauten DD (BF 2303 von der Fa. Bertram) können zur Einstellung des Fensters Fenstermitte (E) und Fensterbreite (ΔE) unabhängig voneinander variiert werden, wobei die Fenstergrenzen automatisch symmetrisch zur Fenstermitte liegen.

Die Einstellung der Fenstermitte erfolgt in drei wählbaren Energiebereichen: E × 0.2, E × 1 und E × 2, bei denen die Eingangsimpulse (aus dem Vorverstärker) intern um den Faktor 12, 2.4 und 1.2 verstärkt werden. Die Umschaltung auf integrale Betriebsart ist möglich, wobei dann die Fenstermitte als Integralschwelle gilt.

Die zeitliche Lage des positiven Normimpulses wird für diesen DD durch den Zeitpunkt bestimmt, bei dem die untere Schwelle vom Signalimpuls wieder unterschritten wird (sofern die obere Schwelle nicht überschritten wurde). Daher besteht zwischen Eingangs- und Ausgangssignal des DD keine feste zeitliche Zuordnung, diese ist vielmehr stark von der Impulshöhe abhängig. Dies macht es unmöglich, das Fenster mit Hilfe einer Koinzidenzschaltung einzustellen (z.B. unter Benutzung des Koinzidenzeinganges am VKA oder eines Linear Gate).

Steht ein VKA zur Verfügung, kann zumindest die Fenstermitte mit geringem Aufwand eingestellt bzw. überprüft werden. Dies ist wichtig, da besonders nach Einschalten des Meßplatzes häufige Kontrollen der Fensterlage notwendig sind.Hierbei ist zunächst auf dem Spektrum am VKA der Kanal aufzusuchen, der der Fenstermitte entspricht. Daraufhin wird der gesamte Zählinhalt des Spektrums oberhalb dieses Kanals bestimmt. Die Impulszahl des in integraler Betriebsart betriebenen DD

muß (bei gleicher Meßzeit) dem Zählinhalt entsprechen, wenn als Integralschwelle gerade die gewählte Fenstermitte eingestellt wurde.
Dieses Vorgehen ist schneller und genauer als das sonst in der Nuklearmedizin übliche Verfahren (ohne VKA), nämlich das enggestellte Fenster durch den interessierenden Energiebereich hindurchzufahren und dann diejenige Einstellung zu wählen, bei der die Zählrate ein Maximum aufweist. Das ist hier wegen der in 4.1.1.1. beschriebenen schlechten Energieauflösung besonders umständlich.

4.1.2.1. Energiekalibrierung und Linearität

Für die einfache Handhabung in der Praxis ist es wünschenswert, die Meßapparatur so einzustellen, daß den Skalenteilen des DD-Potentiometers E gerade Energieeinheiten in keV entsprechen. Dies ist im Energiebereich E × 1 durch Senkung der Hochspannung möglich. Es zeigt sich, daß unterhalb von 1320 V die Spannung der Vorverstärkerimpulse im Bereich niedriger Energien (ca. 17 keV) zu klein wird (unterhalb 10 mV abfällt, s. 4.1.1.).

In Abb. 4.6 (linker Teil) wurde als Bezugslinie zur Energiekalibrierung die BaK_{α}-Linie von 32.1 keV gewählt. Die Hochspannung erwies sich mit 1327 V noch als ausreichend hoch (s. auch 4.1.2.2.). Unter diesen Umständen zeigt sich zwischen Potentiometereinstellung und Energie von 10 - 60 keV ein linearer Zusammenhang, wobei bereits bei 60 keV geringfügige Abweichungen von der Linearität auftreten. Für höhere Energien werden die Abweichungen dann allerdings beträchtlich.

Verzichtet man auf die bequeme Übereinstimmung von Potentiometerskala und Energie, so wählt man zweckmäßigerweise als alternative Einstellung die maximale Hochspannung (1400 V) und den am weitesten auseinandergezogenen Energiebereich (E × 0.2), um einen möglichst großen Abstand zwischen Untergrund- und Signalimpulsen zu erhalten (s. jedoch 4.1.2.2.). Abb. 4.6 (rechter Teil) zeigt, daß auch für diese Einstellung oberhalb von 60 keV Abweichungen von der Linearität auftreten.

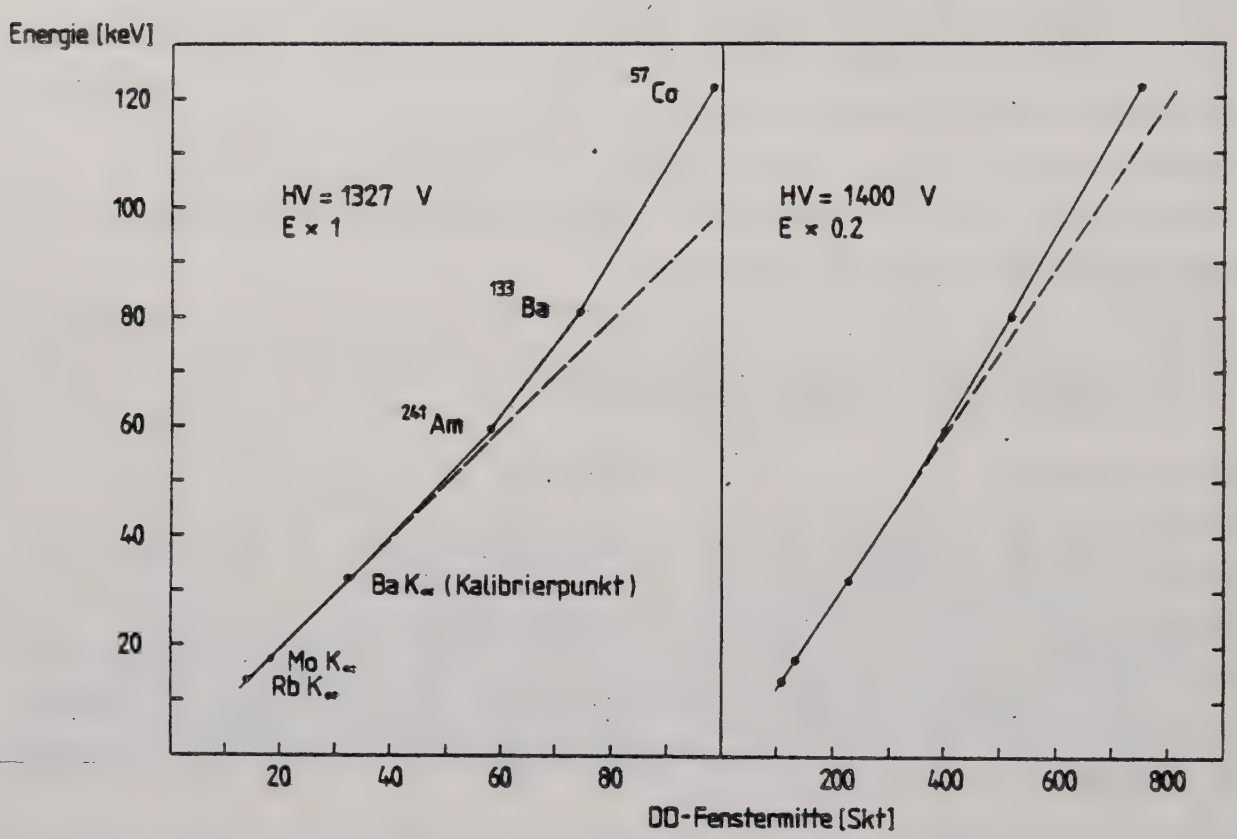


Abb. 4.6: Energiekalibrierung des DD für zwei verschiedene Hochspannungen und Energiebereiche

Diese Nichtlinearitäten werden durch das in Abb. 4.3 dargestellte Energie-Impulshöhen-Diagramm des Szintillationsdetektors (einschließlich Nachfolgeelektronik) erklärt. Es handelt sich somit nicht um eine Eigenschaft des Diskriminators.

Die aufgezeigten Messungen wurden im Gleichgewichtszustand der Meßapparatur vorgenommen (viele Stunden nach dem Einschalten). In diesem Fall kann von einer Konstanz der Einstellungswerte über Tage bis sogar Wochen ausgegangen werden, sofern die Temperatur im Untersuchungsraum keinen allzu großen Schwankungen unterworfen ist. Kurz nach dem Einschalten sind jedoch Anfangsdriften zu erwarten, so daß die korrekte Fensterlage regelmäßig überprüft und nachkorrigiert werden muß. Daher stellen die hier angegebenen Einstellungswerte nur Anhaltspunkte für den Benutzer dar und dürfen nicht ungeprüft übernommen werden.

4.1.2.2. Signal-Untergrund-Verhältnis

Für den Nachweis geringer Aktivitätsmengen, bei der die Signalimpulsrate in der gleichen Größenordnung wie die Untergrundimpulsrate liegt, muß das Verhältnis von Signalimpulsrate und Untergrundimpulsrate maximiert werden, selbst wenn dies zu einer Reduktion der Signalimpulsrate führt.

Liegt dagegen die auszumessende Aktivität ausreichend hoch über dem Untergrund, so daß die Untergrundimpulsrate gegenüber der Signalimpulsrate nur noch als kleine Störung erscheint, wird Meßzeit eingespart, indem man die Signalimpulsrate maximiert (wobei das Signal-Untergrund-Verhältnis einen kleineren Wert annehmen darf).

Abb. 4.7 zeigt das Signal-Untergrund-Verhältnis für die in Abschnitt 4.1.2.1. betrachteten Einstellungen. Es ist erkennbar, daß eine Erhöhung der Hochspannung und eine Spreizung des Energiebereiches keine wesentliche Verbesserung des Signal-Untergrund-Verhältnisses liefert (offenbar liegt bereits bei der niedrigen Hochspannung ein ausreichender Abstand der Signalhöhe zum Dunkelstrom des Photomultipliers vor, s. 4.1.1.).

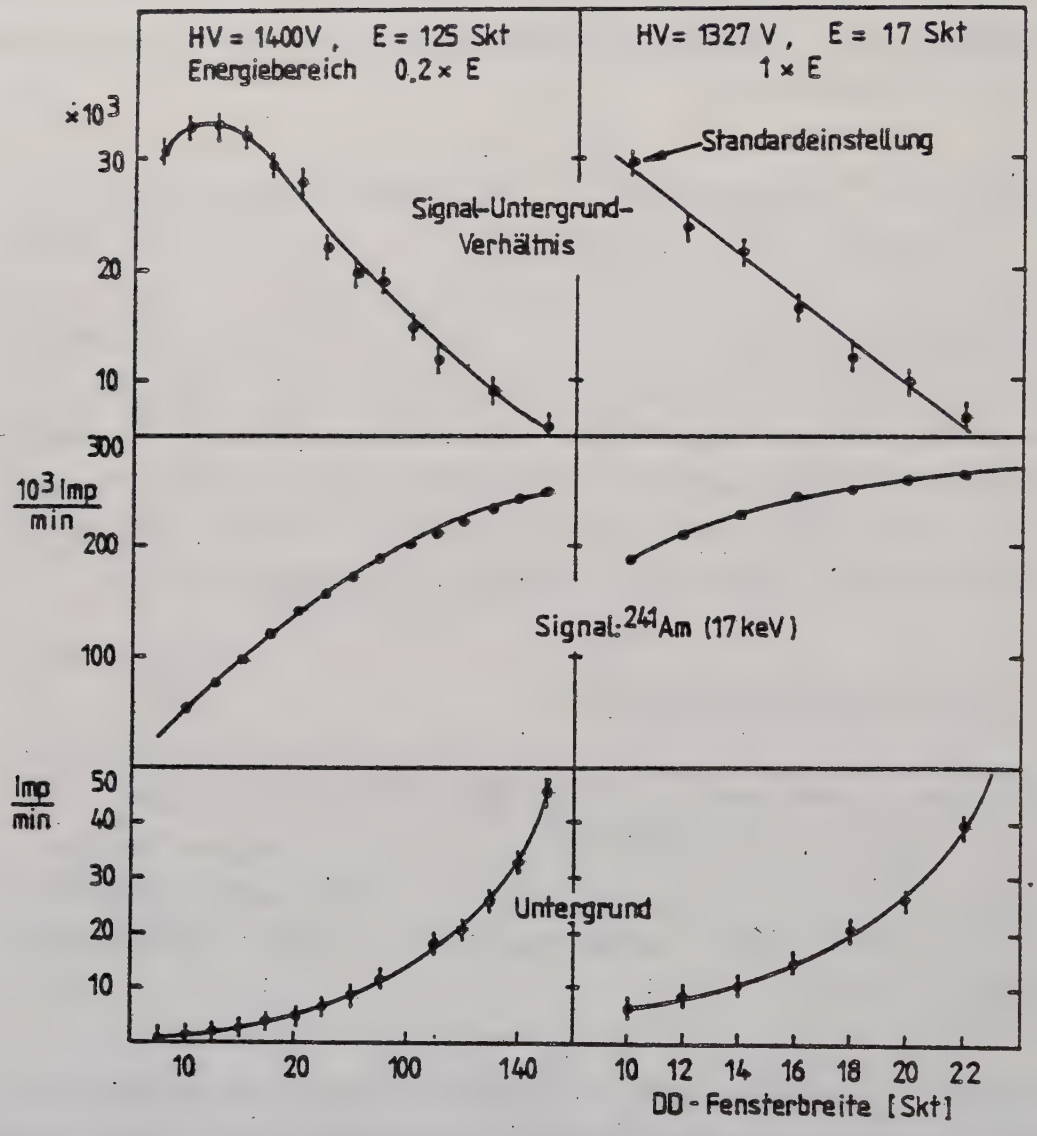


Abb. 4.7: Signal-Untergrund-Verhältnis in Abhängigkeit von der DD-Einstellung (rechts ist die Standardeinstellung gekennzeichnet) mit Ausgleichskurven (durchgezogene Kurven)

Bei ungefähr gleichen Signal-Untergrund-Verhältnissen ist der Einstellung mit der größeren Signalimpulsrate der Vorzug zu geben, so daß für die folgenden Messungen (insbesondere die Kalibrierung der Kollimatoren) als Standardeinstellung diejenige Einstellung gewählt wurde, bei der im Energiebereich E × 1 die Skalenteile des DD-Potentiometers E gerade Energieeinheiten in keV entsprechen (bis zu einer Energie von maximal 60 keV). Hierbei muß jedoch die DD-Fensterbreite minimiert werden (ΔE = 10 Skt), da für größere Fensterbreiten das Signal-Untergrund-Verhältnis sehr schnell abfällt.

Für die gewählte Standardeinstellung ist ein Untergrund von ca. 6 Imp/min zu erwarten. Hierbei handelt es sich nur zu einem geringen Teil um durch die natürliche Radioaktivität bedingte Ereignisse, da die Untergrundrate im wesentlichen unabhängig von irgendwelchen Abschirmmaßnahmen ist. Hauptsächlich wird der Untergrund durch den hochenergetischen Anteil des Photomultiplier-Dunkelstromes hervorgerufen. Der Abb. 4.7 ist jedoch zu entnehmen, daß es auch Untergrundereignisse gibt, die hinter dem Photomultiplier entstehen (Emitterfolger, Kabel).

Dies folgt daraus, daß sich bei den betrachteten Einstellungen für die gleiche Signalimpulsrate bei der höheren Hochspannung höhere Untergrundimpulsraten ergeben. Im Photomultiplier verstärkte Untergrundereignisse würden jedoch bei Änderung der Hochspannung entsprechend den Signalimpulsen ihre Impulsrate ändern, so daß bei gleichen Signalimpulsraten auch gleiche Untergrundimpulsraten zu erwarten wären.

Die Diskrepanz ist nur durch Untergrundereignisse zu erklären, die hinter dem Photomultiplier (unbeeinflußt von der Hochspannung) entstehen und deren Impulsrate ausschließlich von der Fensterbreite abhängt.

Es ist daher von Vorteil, eine möglichst niedrige Hochspannung zu wählen, da ja die Fensterbreite mit steigender Hochspannung zunimmt (bei gleicher Signalimpulsrate). Gleichzeitig darf jedoch die Hochspannung auch nicht zu niedrig sein, um eine ausreichende Trennung vom Dunkelstrom des Photomultipliers zu gewährleisten. Dieser Kompromiß ist bei der

Standardeinstellung in zufriedenstellendem Maße erfüllt.

Bei Benutzung eines VKA ist es möglich, durch geschickte Wahl der Kanalgrenzen (unsymmetrisch zum Linienschwerpunkt) noch günstigere Meßbedingungen herzustellen.

4.1.3. Registriereinheiten

Wie bereits erwähnt, ist zur schnellen Orientierung und für Einstellarbeiten ein Vielkanalanalysator (VKA) von großer Nützlichkeit. In diesem Fall benötigt man zusätzlich einen Linearverstärker (Abb. 4.1).

Zur Not kann man auch mit den ursprünglich in dem Meßstand vorgesehenen Registriereinheiten auskommen, die kurz beschrieben werden sollen.

4.1.3.1. Ratemeter

Das analoge Ratemeter kann mit den Zeitkonstanten 0.1, 0.5, 2, 10, 50 und 200 s betrieben werden. Der Meßbereich kann von 100 Imp/min bis zu 5×10^6 Imp/min eingestellt werden.
Von besonderem Interesse für den speziellen Einsatz der Meßapparatur ist die akustische Impulsanzeige, die ab ca. 15% des eingestellten Meßbereiches mit einem Ton einsetzt, der mit steigender Impulsrate immer höher wird. Durch Wahl einer kleinen Zeitkonstanten kann man bei niedrigen Impulsraten insbesondere Einzelimpulse hörbar machen, was z.B. zur schnellen Orientierung im intraoperativen Einsatz von Bedeutung ist.
Der Anschluß eines Schreibers an den Ratemeterausgang ist möglich. Zum Abgleich dieses Schreibers dient eine Testtaste, die intern eine Frequenz von 1000/min erzeugt.

4.1.3.2. Alarmeinheit

Die Alarmeinheit ist für den praktischen Einsatz bei einer Wundkontamination von untergeordneter Bedeutung.
Sie wird vom Ratemeter über den Analogeingang gesteuert. Mit zwei Potentiometern können getrennt Schwellen für die Auslösung eines Voralarms und

Hauptalarms eingestellt werden, welche optisch und akustisch erfolgen. Die eingestellten Schwellen (von 0 - 10 V) werden mit dem Ratemetersinal verglichen, welches bei Vollausschlag gerade 10 V beträgt (an 10 kΩ, welche dem Eingangswiderstand des Analogeingangs der Alarmeinheit entsprechen). Beide Schwellen sind mit einer Hysterese versehen, d.h. der Pegel , bei dessen Unterschreitung der Alarm beendet wird, liegt unterhalb der eingestellten Schwelle.
Darüberhinaus wird ein digitaler Ausfallalarm ausgelöst (ebenfalls optisch und akustisch), wenn nicht innerhalb von 1.25 min ein Impuls über den Impulseingang registriert wird.
Die Hysteresespannungen und die Schwelle für den Ausfallalarm (z.Zt. 1.25 min) sind durch Trimmerwiderstände bzw. eine umsteckbare Drahtbrücke innerhalb des Gerätes veränderbar.

4.1.3.3. Zähler - Timer - System

Der Zähler-Timer kann wahlweise mit Impulsvorwahl von 1 - 1000 K (Timer) oder Zeitvorwahl von 0.1 - 100 min (Zähler) betrieben werden. Die Impulsvorwahl bietet den Vorteil eines konstanten statistischen Fehlers bei kürzester Meßzeit (die minimale Einstellung von 1 K ist jedoch für niedrige Aktivitäten entschieden zu hoch). Für eine schnelle Orientierung ist dagegen die Zeitvorwahl günstiger, wobei die Meßzeit zweckmäßigerweise so gewählt wird, daß eine vorgegebene Aktivität gerade noch nachgewiesen werden kann.
In der Anzeige des Zähler-Timer werden je nach Stellung eines dreistufigen Kippschalters Impulszahl, laufende Nummer der Messung und Meßzeit (in Minuten) angezeigt.
In Verbindung mit einer Calc. Aux.-Unit und einem Tischrechner mit Streifendrucker dient das System außerdem der Ausgabe von Nettoimpulsraten (in Imp/min), sofern in Kanal 1 der Calc. Aux.-Unit die Untergrundrate (in Imp/min) eingegeben wird (Kanal 2 und Spill-over-Faktor in der Calc. Aux.-Unit werden nur bei Systemen mit zwei Zählkanälen gebraucht). Nach Beendigung der Messung werden dann auf dem Streifendrucker

laufende Nummer
Meßzeit (in min)
untergrundkorrigierte Impulsrate (Imp/min)

ausgedruckt.

In der Betriebsart "Manual" (Kippschalter) wird die laufende Nummer stets 0 gesetzt, in der Stellung "Automatic" wird die laufende Nummer nach jeder Messung um 1 heraufgesetzt und anschließend die Messung mit derselben Vorwahl wiederholt (das System wurde ursprünglich für einen automatischen Probenwechsler konzipiert; es wäre auch technisch möglich, das System mit einer automatischen Scanvorrichtung zu koppeln).
Mit dem Tischrechner können außerdem einfache Rechenoperationen in den 4 Grundrechenarten durchgeführt werden.
Es wird sich im allgemeinen anbieten, das Zähler-Timer-System mit Zeitvorwahl in der Betriebsart "Manual" zu betreiben. In Kanal 1 der Calc. Aux.-Unit sollte der Untergrund in Imp/min eingegeben werden, sofern man sich die Ergebnisse über den Streifendrucker ausgeben lassen will.

4.2. Beschreibung und Test der Kollimatoren

4.2.1. Allgemeine Vorbemerkungen

Für die zum praktischen Einsatz gelangenden Kollimatoren wurden je nach Anwendungsgebiet Längsprofile und/oder Querprofile für Punkt- und Flächenquellen ausgemessen, die mit weiteren Angaben auf "Datenblättern" zusammengefaßt sind.
Die Datenblätter werden im Normalfall dazu benutzt, um aus einer gemessenen Impulsrate eine Aktivität zu ermitteln; umgekehrt kann aber auch die zu erwartende Impulsrate unter Annahme einer bestimmten Aktivität berechnet werden (z.B. um einen geeigneten Kollimator auszuwählen). Die Angaben beziehen sich auf die bereits in 4.1.2.2. angesprochene Standardeinstellung (DD-Energiebereich E × 1, DD-Fenster mit ΔE = 10 Skt minimal), die Gewebetiefe t = 0 und das Nuklid ^{239}Pu. Jede Änderung dieser "Standardbedingungen" muß in Form von Korrekturfaktoren K berücksichtigt werden. Dabei wird die für Standardbedingungen aus einer Impulsrate ermittelte Aktivität A_{Std} umgerechnet in die tatsächliche Aktivität A_{tats} durch

$$A_{tats} = K(\text{Einstellung}) \times K(t) \times K(\text{Nuklid}) \times A_{Std} \quad . \qquad (4.3)$$

Analog kann die zu einer bestimmten Aktivität unter Standardbedingungen gehörende Impulsrate C_{Std} umgerechnet werden in die dann tatsächlich gemessene Impulsrate C_{tats}:

$$C_{tats} = K^{-1}(\text{Einstellung}) \times K^{-1}(t) \times K^{-1}(\text{Nuklid}) \times C_{Std} \; . \qquad (4.4)$$

Hier werden die Kehrwerte der Korrekturfaktoren benutzt. Die Korrektur auf eine Änderung der Fenstereinstellung am DD bzw. eine Messung der Impulsrate am VKA erfolgt durch eine Anschlußmessung mit einer Testquelle bei 17 keV. Es ist dann

$$K(\text{Einstellung}) = C(\text{Std.-Einstellung})/C(\text{Einstellung}) \; . \qquad (4.5)$$

Die Korrektur auf die Tiefe erfolgt mit Hilfe des Schwächungsgesetzes ($\mu = 0.16\ mm^{-1}$ für 17 keV, $\mu = 0.0205\ mm^{-1}$ für 60 keV, Jäger/Hübner 73):

$$K(t) = \exp(\mu t) \; . \qquad (4.6)$$

Dieser Korrekturterm weicht von der im Anhang beschriebenen genaueren Berücksichtigung der Absorption um weniger als 5% ab. Die Korrektur auf das Nuklid folgt aus den relativen Röntgen- bzw. γ-Strahlenausbeuten (s. 2.2):

$$K(\text{Nuklid}) = \lambda(17\ keV, {}^{239}Pu)/\lambda(\text{Nuklid}). \qquad (4.7)$$

In leicht modifizierter Form gelten diese Überlegungen auch für die 60 keV-Linie des ^{241}Am: Erfolgt die Anschlußmessung mit einer ^{241}Am-Testquelle, so gilt

$$K(\text{Einstellung}, 17 \rightarrow 60\ keV) = 0.95 \times C(\text{Std.-Einstellung})/C(\text{Einstellung}). \qquad (4.5')$$

Dabei wurden die relativen γ-Strahlenausbeuten berücksichtigt:

$$\lambda(17\ keV, {}^{241}Am)/\lambda(60\ keV, {}^{241}Am) = 0.95.$$

Tiefenkorrektur (Bezugstiefe = 0 mm)

	17 keV (μ=0.16 mm^{-1})		60 keV (μ=0.0205 mm^{-1})	
Tiefe[mm]	K=exp(μt)	K^{-1}=exp(-μt)	K=exp(μt)	K^{-1}=exp(-μt)
1	1.17	0.85	1.02	0.98
2	1.38	0.73	1.04	0.96
3	1.62	0.62	1.06	0.94
4	1.90	0.53	1.09	0.92
5	2.23	0.45	1.11	0.90
6	2.61	0.38	1.13	0.88
7	3.06	0.33	1.15	0.87
8	3.60	0.28	1.18	0.85
9	4.22	0.24	1.20	0.83
10	4.95	0.20	1.23	0.81
11	5.81	0.17	1.25	0.80
12	6.82	0.15	1.28	0.78

Nuklidkorrektur (Bezugsnuklid ^{239}Pu)

Nuklid	Energie[keV]	K	K^{-1}
^{237}Np	17	0.11	9.31
^{238}Pu	17	0.50	2.00
^{241}Am	17	0.19	5.36
^{241}Am	60	0.20	5.10
^{243}Am	17	0.17	5.93
^{244}Cm	17	0.44	2.29

Tab. 4.1: Korrekturfaktoren für Tiefe und Nuklid

Außerdem müssen die bei der höheren Energie geringfügig veränderten Kollimatorprofile berücksichtigt werden, wie in 4.2.2.1. genauer ausgeführt wird.
Die Korrekturfaktoren und deren Kehrwerte wurden in Tab. 4.1 übersichtlich zusammengestellt.
Für die Aufnahme von Impulsratenverteilungen am Patienten wurde eine Scanvorrichtung angefertigt, mit deren Hilfe der Detektor senkrecht (z-Richtung) und parallel zur Haut (x-, y-Richtung) bewegt werden kann. Der Hub beträgt jeweils 2 mm/Umdrehung mit einem Gesamthub von 20 mm.

4.2.2. Einlochkollimatoren

Der einfachste Einlochkollimator wird gemäß Abb. 4.2 von der Detektorfront selbst gebildet (r_R = 4 mm, r_V = 5 mm, ℓ = 2 mm).
Die Ausmessung einer Impulsratenverteilung mit dem Detektor allein ergibt nicht nur die höchstmögliche Sensitivität für einen Aktivitätsnachweis, sie liefert auch wichtige Vorinformationen über die Lokalisation des Aktivitätsdepots (über Tiefe und x- bzw. y-Koordinaten). Abb. 4.8 faßt die Ergebnisse zusammen.
Die Halbwertsbreite eines Querprofils ist abhängig vom Abstand zur Detektorfront, so daß auf diese Art eine grobe Abschätzung der Tiefe möglich wird. Auch das Längsprofil liefert Hinweise auf die Tiefe, da die Kurve mit steigendem Abstand von der Quelle immer flacher wird (s. auch 3.2.). Dies kommt in einer Abhängigkeit zwischen der Tiefe und demjenigen Hautabstand $z_{1/2}$ zum Ausdruck, in dem die an der Hautoberfläche gemessene Impulsrate gerade auf die Hälfte abgefallen ist. Die Zuverlässigkeit der Tiefenbestimmung nimmt mit steigender Tiefe ab und läßt ab 5 mm Tiefe nur noch eine grobe Abschätzung zu, die der Präzisierung durch weitere Messungen bedarf. Die Impulsratenprofile sind unabhängig von der Quellenausdehnung (bis zu einem Durchmesser von 4 mm).
Wegen des in 4.1.1.2. bereits erwähnten Abfalls der Ansprechwahrscheinlichkeit im Randbereich sowie bei flachem Einfallswinkel der Strahlung treten Abweichungen von den theoretischen Rechnungen auf. Die gemessenen Impulsraten sind im Nahbereich ($z < 4$ mm) gegenüber den theoretischen Impulsraten (unter der Annahme einer Efficiency von 100%)

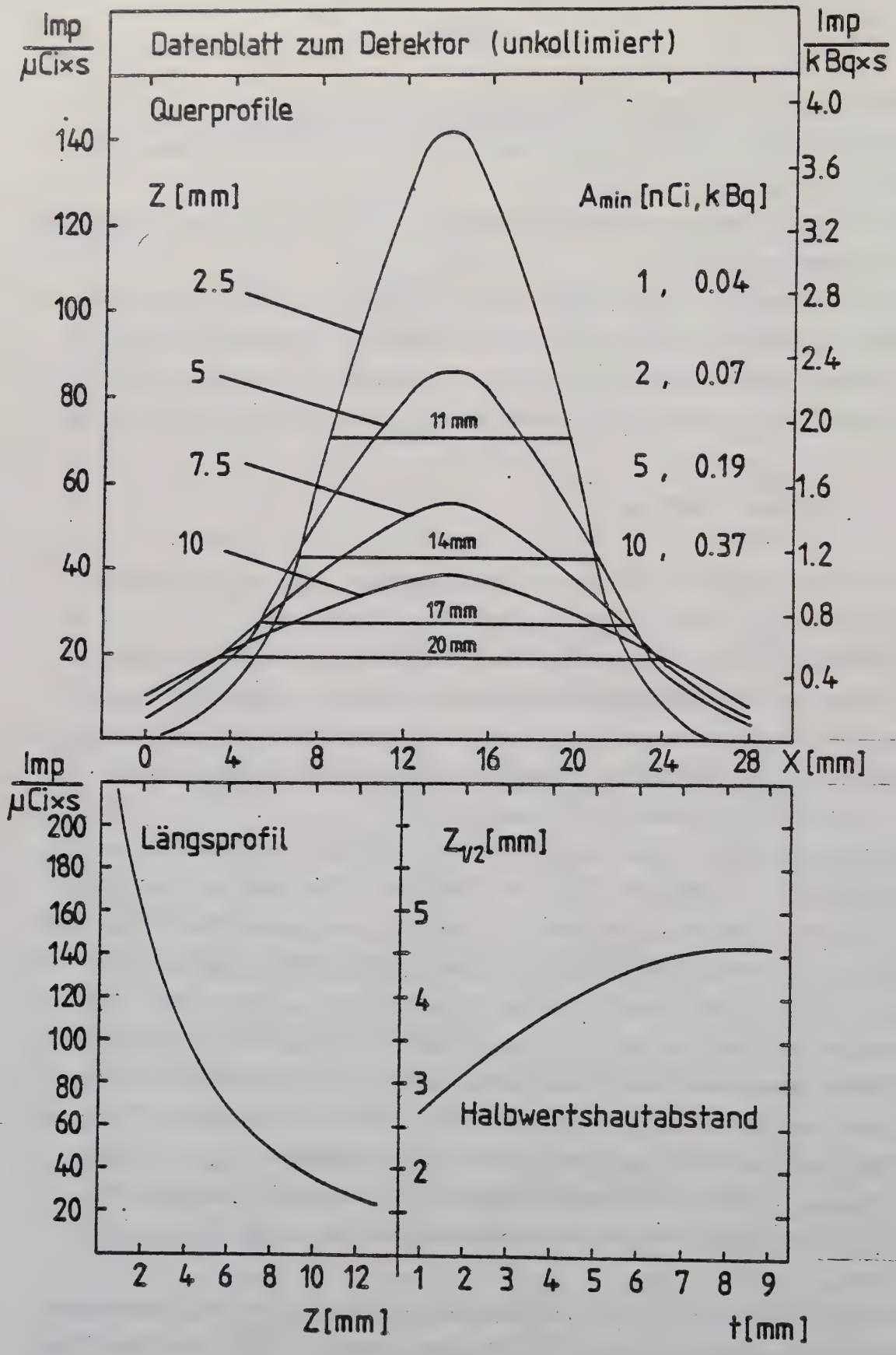


Abb. 4.8: Datenblatt zum unkollimierten Detektor bzgl. Standardeinstellung (s. 4.2.1.), Tiefe 0 und Nuklid ^{239}Pu

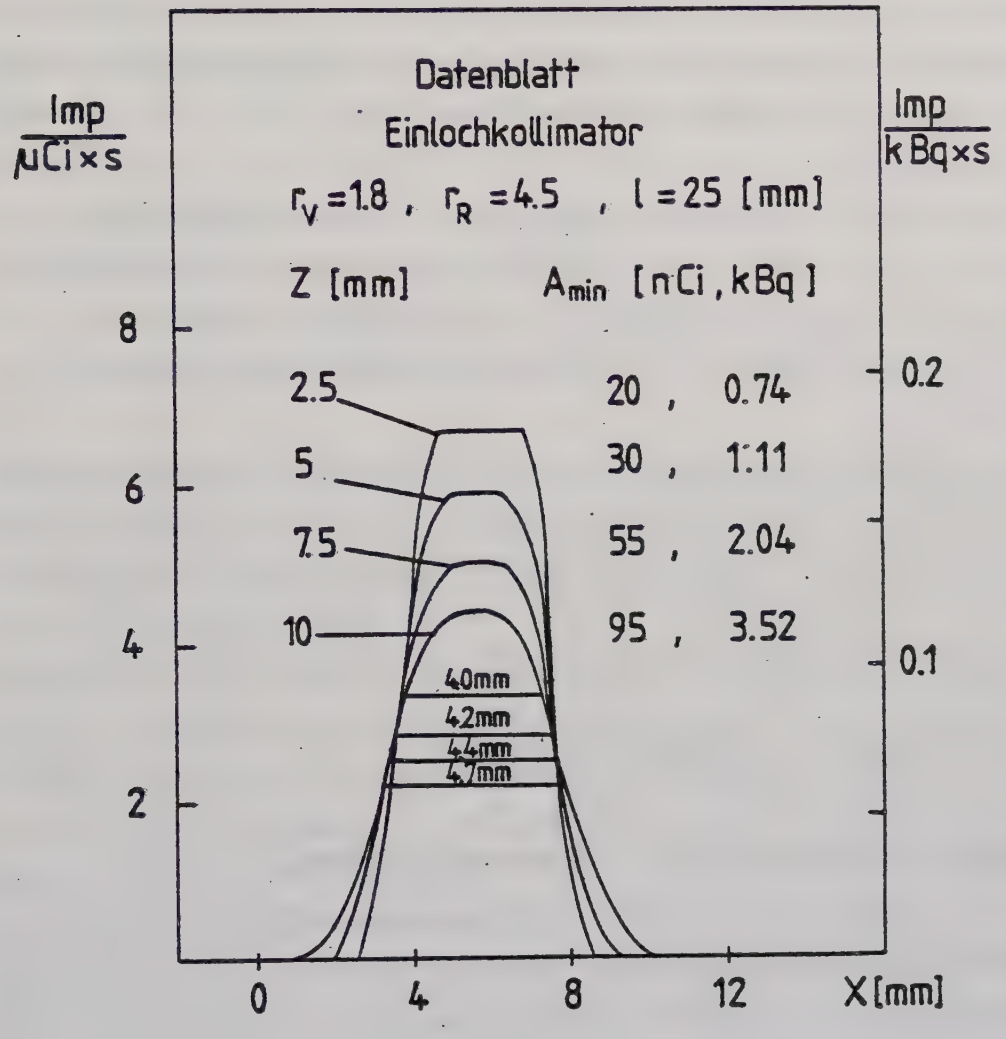


Abb. 4.9: Querprofile zum Einlochkollimator bzgl. Standardeinstellung (s. 4.2.1.), Tiefe 0 und Nuklid ^{239}Pu

um den Faktor 2.5 reduziert (Vollausleuchtung und flache Eintrittswinkel), für größere Abstände ($z > 4$ mm) nur noch um den Faktor 1.3 (Vollausleuchtung, aber steiler Einfall). Dies hat eine Abflachung des Längsprofils und damit eine geringere Tiefenempfindlichkeit zur Folge. Insbesondere können die in 3.2. unter idealisierten Bedingungen angestellten Überlegungen in dieser Form nicht übernommen werden.

Den Querprofilen in Abb. 4.8 wurden diejenigen ^{239}Pu-Aktivitäten A_{min} hinzugefügt, die in den jeweiligen Tiefen mit dem Detektor allein gerade noch nachweisbar sind. Auch im Hinblick auf die folgenden Abschnitte wird noch einmal kurz erläutert, wie diese Aktivitäten A_{min} berechnet werden (s.a. 3.1.):
Eine Aktivität A gilt als nachgewiesen, wenn sie in der Registriereinheit während einer Meßzeit von T = 2 min mehr Impulse erzeugt, als der zweifache sich quadratisch überlagernde statistische Fehler von Aktivitäts- und Untergrundmessung in derselben Meßzeit beträgt (2σ-Bereich, 95%-Bereich, 2.5% Irrtumswahrscheinlichkeit für ein falsch positives Ergebnis):

$$\mathrm{Imp}(A,\ T=2\mathrm{min}) \geq 2\sqrt{2}\,\sqrt{\mathrm{Imp}(U,\ T=2\mathrm{min})} \quad . \tag{4.8}$$

Die Untergrundrate U beträgt für die Standardeinstellung

$$U \approx 6\ \mathrm{Imp/min},$$

daher muß eine Aktivität in 2 min eine Impulszahl von

$$2\sqrt{2}\sqrt{12} \approx 10\ \mathrm{Imp}$$

hervorrufen, um nachgewiesen zu werden. Durch Erhöhung der Meßzeit T läßt sich die Empfindlichkeit der Meßapparatur (mit $\sqrt{T}$) steigern. Auch eine Einstellungsänderung des Meßsystems (s. 4.1.2.2.) kann einen (geringen) Gewinn in der Sensitivität bringen. Unter den vorliegenden Meßbedingungen ist in einer Gewebetiefe von 10 mm eine ^{239}Pu-Aktivität ab 10 nCi (370 Bq) nachweisbar, sofern das Depot nicht ungewöhnlich weit und diffus im Gewebe verteilt ist (Durchmesser der Ausdehnung >6 - - 10 mm und mehr).

Die Anwendung zusätzlicher Einlochkollimatoren bringt im allgemeinen keinen Gewinn. Nur für eine genauere Positionierung des Detektors in x- und y-Richtung (im Hinblick auf die nachfolgende Verwendung eines Viellochkollimators) wurde ein Messing-Einlochkollimator mit den in Abb. 4.9 aufgeführten Maßen angefertigt. Die höhere Ortsinformation geht mit einer drastischen Reduktion der Sensitivität einher (um mehr als den Faktor 10). Auch hier zeigt sich kaum eine Abhängigkeit von der Quellenausdehnung (solange $\varnothing_{Quelle} < 2...4$ mm). Das Längsprofil liefert keine brauchbaren Informationen.

4.2.3. Viellochkollimatoren

Die Feinausmessung eines radioaktiven Depots, welche die genaueste Aktivitätsabschätzung und die für einen handchirurgischen Eingriff erforderlichen Daten liefert (Tiefe, Ausdehnung), erfolgt mit Hilfe von Viellochkollimatoren.
In Abschnitt 3.2 wurden die Eigenschaften beschrieben und abgeleitet, die Viellochkollimatoren besitzen müssen, um bei einer Wundkontamination in sinnvoller Weise zum Einsatz zu gelangen. Es wurde bereits in 3.2. darauf hingewiesen, daß die dort unter idealisierten Bedingungen getroffenen Spezifikationen in der Praxis nur näherungsweise, ja vielleicht nur größenordnungsmäßig erfüllt werden können.
Die Herstellung solcher Viellochkollimatoren bereitet technische Schwierigkeiten. Das einzige Material, welches sich durch konventionelle Bohrer mit so dicht beieinanderliegenden Bohrungen (s_{min} = 0.2 mm) so geringen Durchmessers (d = 0.4 mm) versehen läßt, ist Messing. Hierbei ist jedoch die Septenpenetration so hoch, daß bei Energien um 60 keV jeglicher Fokussierungseffekt verloren geht (s. 4.2.3.1.).

Daher wurden die Kollimatoren schließlich aus Lipowitz-Metall gegossen, einer Metallegierung aus 50% Bi, 26,7% Pb, 13.3% Sn und 10% Cd, welche wegen ihres niedrigen Schmelzpunktes von 70 °C und ihrer geringen Oberflächenspannung besonders günstige Eigenschaften zum Gießen aufweist (und daher auch in der Strahlentherapie zur Herstellung individuell geformter Satellitenblöcke verwendet wird). Die Bohrungen wurden mit

Hilfe von Anglersehne ausgespart, welche vor dem Gießvorgang mit Silikonspray besprüht wurde. Auf diese Weise konnten Bohrungen mit einem mittleren Durchmesser von 0.35 mm angefertigt werden (entgegen der ursprünglichen Konzeption von 0.4mm).

Es wurden insgesamt 5 Viellochkollimatoren aus Lipowitz-Metall angefertigt: zwei für große Gewebetiefen (bis ca. 10 mm), zwei für mittlere Gewebetiefen (ca. 7 mm)(davon jeweils ein hochauflösender mit geringer Sensitivität und ein sensitiver mit geringer Auflösung) und einer für geringe Gewebetiefen (ca. 4 mm). Zur bequemen Handhabung wurden die Kollimatoren mit den römischen Ziffern I bis V durchnummeriert, welche auch auf den Datenblättern wiedergegeben sind.

Gemäß Abb. 4.2 werden die Kollimatoren einfach in die vorhandene Öffnung über dem Kristall gesteckt, eine zusätzliche Befestigung ist nicht notwendig. Auf diese Weise ist gleichzeitig eine optimale Kopplung der Kollimatorrückfläche an die Detektoreintrittsebene gewährleistet.

4.2.3.1. Vergleich mit Modellrechnungen

Ein wichtiges Kriterium zur Qualitätsbeurteilung eines Viellochkollimators ist die Reproduzierbarkeit der Profilkurven durch den in Abschnitt 3.2.2 sowie 7. skizzierten Algorithmus. Für diesen Zweck muß eine Korrektur der Daten auf die in den Modellrechnungen vorausgesetzten Meßbedingungen erfolgen: Registrierung sämtlicher Signalimpulse (d.h. voll aufgedrehtes DD-Fenster), Nuklid ^{239}Pu und Tiefe 0.
Erwartungsgemäß zeigt sich bei den gemessenen Kollimatorprofilen eine herabgesetzte Sensitivität und Tiefenauflösung. Dabei wird die Kollimatorgüte vor allem durch zwei Faktoren herabgesetzt:

- Abfall der Ansprechwahrscheinlichkeit im Detektorrandbereich, d.h. partieller Ausfall von Kollimatorbohrungen in Abhängigkeit von Position und Winkel, wie bereits in 4.1.1.2 und 4.2.1. beschrieben.
- Herstellungsmängel, d.h. Abweichungen der Kollimatorbohrungen in Position und Winkel.

Alle Einflüsse, die die Kollimatorgüte herabsetzen, werden pauschal durch eine Vergrößerung des Quellendurchmessers berücksichtigt (nach 3.2.2. hat nämlich eine Ausdehnung der Quelle gerade eine Herabsetzung der Güte zur Folge). Der durch die Anpassung der theoretischen Kurven an die Meßpunkte ermittelte Quellendurchmesser wird als "effektiver Quellendurchmesser" bezeichnet. Er weicht von dem realen Quellendurchmesser umso stärker ab, je mehr die Kollimatorgüte durch die obigen Faktoren herabgesetzt wird.
Mit diesem Konzept können die gemessenen Profilkurven gut beschrieben werden (s. Abbn. 4.10 - 12). Die Werte für $r_R = r_V$, s_{min}, F und ℓ werden für die Rechnungen fest vorgegeben (der Auflösungsradius R folgt aus diesen Angaben mit Gl. 3.10). Die den Abbn. 4.10 und 4.11 zugrundeliegenden Messungen wurden mit einer kalibrierten ^{241}Am-Quelle von ca. 10 µCi (370 kBq) aufgenommen, die annähernd punktförmig ist. Die Messungen für Abb. 4.12 wurde mit einer ^{241}Am-Flächenquelle (unter Abdeckung durch Bleiplättchen mit definierten Bohrungen) aufgenommen, deren Aktivitätsdichte nur ca. 3 nCi/mm^2 (111 Bq/mm^2) betrug, woraus ein entsprechend größerer statistischer Fehler resultierte. Den Abbn. 4.10 - - 12 sind insbesondere folgende Informationen zu entnehmen:

- $\varnothing_{eff}$ steigt mit der Anzahl der Kollimatorbohrungen N_L. Dies ist verständlich, da die Herstellungsschwierigkeiten mit N_L zunehmen (und damit größere Abweichungen auftreten).

- Für höhere Energien bis zu 60 keV (^{241}Am) nimmt die Kollimatorgüte infolge der Septenpenetration in charakteristischer Weise ab: Die Sensitivität steigt geringfügig an, bedingt durch zusätzliche die Septen penetrierende γ-Quanten. Gleichzeitig nehmen Tiefenauflösung und maximale Tiefe ab. Die Abweichungen sind gemäß 3.3.3. für die Kollimatoren mit der kleinsten Länge (Koll. I und II) am höchsten (und hier wiederum besonders für kleine Abstände wegen des größeren Raumwinkels). Für die längeren Kollimatoren III bis V sind die Unterschiede dagegen fast vernachlässigbar. In der Tat liegen Abschätzungen für die Penetrationsfraktionen p (Gl. 3.21) der Kollimatoren III bis V mindestens 3 Zehnerpotenzen unter denen der Kollimatoren I und II.

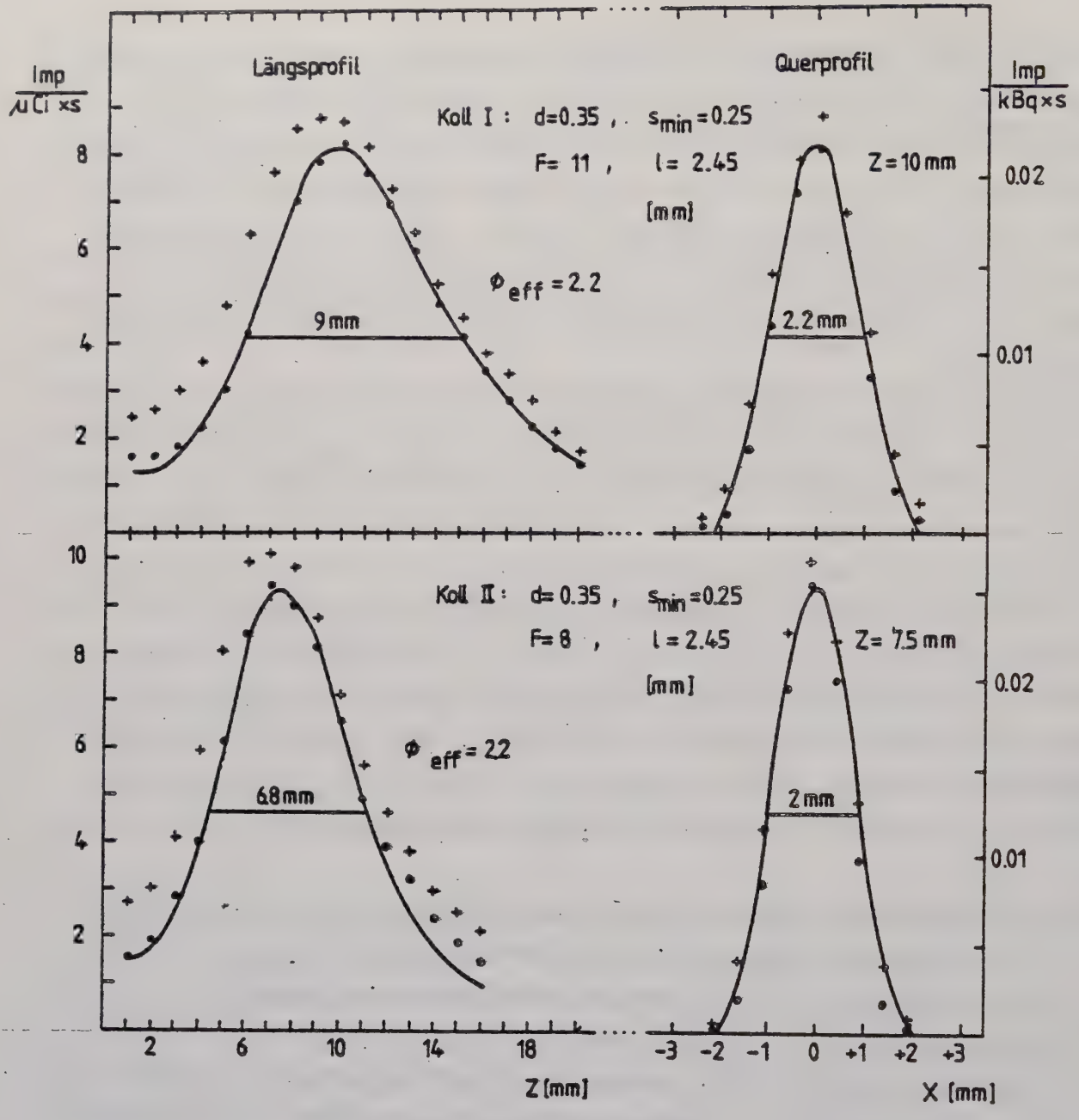


Abb. 4.10: Vergleich von gemessenen Profilkurven (punktförmige Quelle: •17 keV, +60 keV) und Modellrechnungen (durchgezogene Kurven) für die Viellochkollimatoren I - V

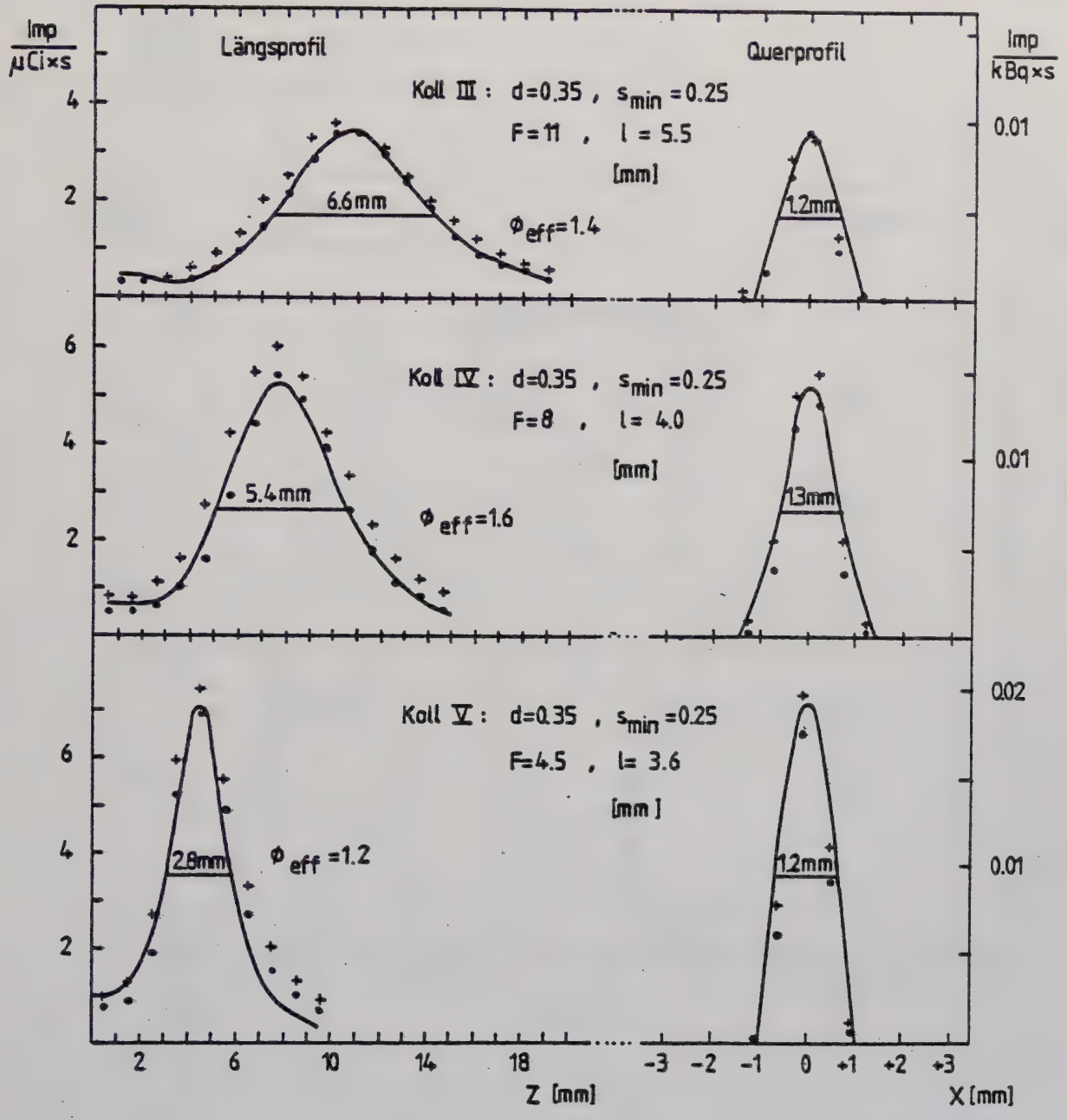


Abb. 4.10: (Fortsetzung)

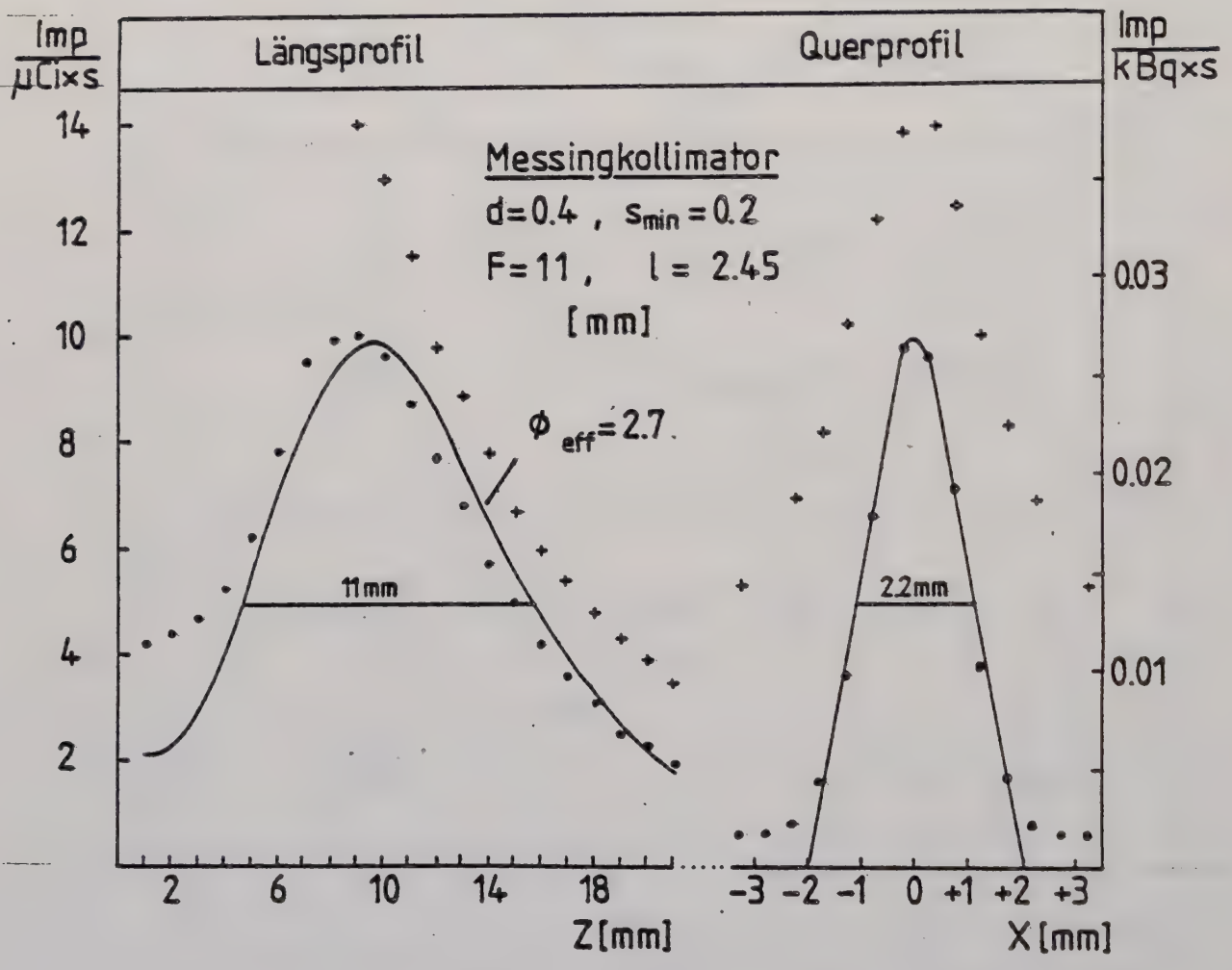


Abb. 4.11: Vergleich von gemessenen Profilkurven (punktförmige Quelle: •17 keV, +60 keV) und Modellrechnungen (durchgezogene Kurven) für einen Messingkollimator

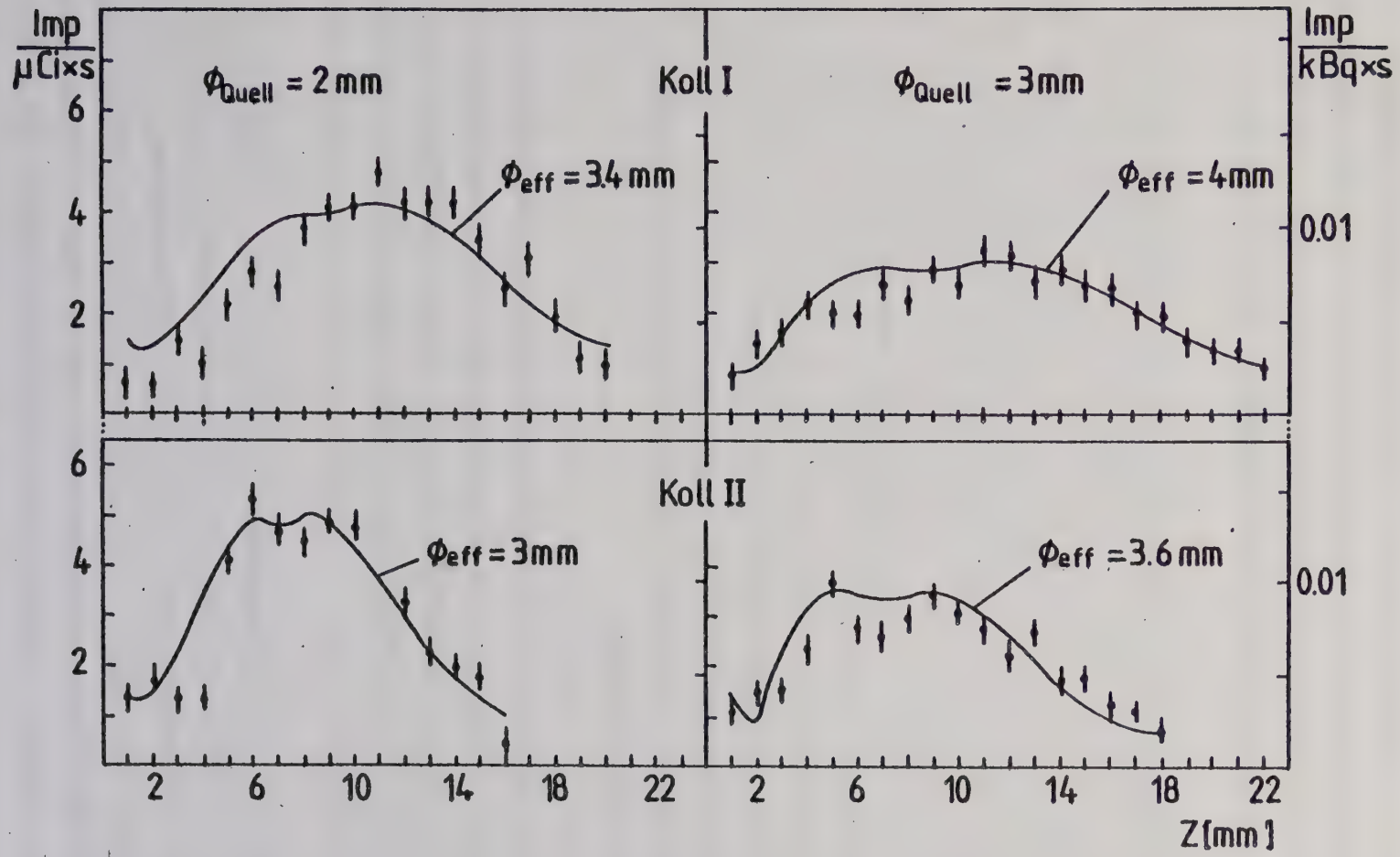


Abb. 4.12: Vergleich von gemessenen Profilkurven (mit kreisförmigen Flächenquellen bei 17 keV aufgenommen) und Modellrechnungen (durchgezogene Kurven) für die Kollimatoren I und II

Die in 4.2.3.2. beschriebenen Datenblätter sind also auch für die 60 keV-Linie des ^{241}Am verwendbar. Bei größeren Genauigkeitsanforderungen können gemäß Abb. 4.10 zusätzliche Korrekturen an der Tiefe (Subtraktion von ca. 1 mm bei Koll. I und II) und Aktivität vorgenommen werden.

- Besonders hoch ist der effektive Quellendurchmesser $\varnothing_{eff}$ für den Prototyp eines Messingkollimators, welcher zu Testzwecken angefertigt wurde und in seinen Spezifikationen dem Kollimator I entspricht (Abb. 4.11). Ursächlich dafür sind die großen Herstellungsungenauigkeiten (jedes Loch wurde einzeln gebohrt) und die deutlich höhere Septenpenetration, welche schon bei der niedrigen Energie von 17 keV zu Abweichungen bei kleinen Abständen und einer Erniedrigung der maximalen Tiefe führt. Bei Energien um 60 keV ist überhaupt kein Fokussierungseffekt mehr vorhanden (s. auch 3.3.3.). Der große Aufwand in der Anfertigung sowie die verminderte Qualität führten dazu, von diesem Herstellungsverfahren Abstand zu nehmen.

- Auch die in der Fokalebene aufgenommenen Kollimatorquerprofile (rechte Seite der Abbn. 4.10 - 11) lassen sich gut durch die Rechnungen beschreiben. Die Halbwertsbreite der Kurven entspricht in guter Näherung dem effektiven Quellendurchmesser.

- Wie Abb. 4.12 anhand der Kollimatoren I und II demonstriert, läßt sich die rechnerische Beschreibung auch auf ausgedehnte Quellen anwenden. Der effektive Quellendurchmesser zur Flächenquelle $\varnothing_{eff}$ ($\varnothing_{Quelle} > 0$), der reale Quellendurchmesser $\varnothing_{Quelle}$ und der effektive Quellendurchmesser zu einer Punktquelle $\varnothing_{eff}$ ($\varnothing_{Quelle} \equiv 0$) erfüllen dabei näherungsweise die Relation:

$$\varnothing^2_{eff}(\varnothing_{Quelle} > 0) \approx \varnothing^2_{Quelle} + \varnothing^2_{eff}(\varnothing_{Quelle} \equiv 0). \quad (4.9)$$

Dies ist gleichbedeutend mit der Annahme, daß sich das Kollimatorprofil (in der Fokalebene) zur Flächenquelle $\varnothing_{Quelle} > 0$ als Faltung zweier gaußförmiger Kurven mit den Halbwertsbreiten $\varnothing_{Quelle}$ und $\varnothing_{eff}$ ($\varnothing_{Quelle} \equiv 0$) ergibt. Bei der Faltungsoperation verhalten sich die 2. Momente nämlich additiv.

In 3.3.2. wurde näher erörtert, daß bei Vergrößerung des (realen) Quellendurchmessers die Kollimatorlängsprofile zunächst verbreitert werden und schließlich Nebenmaxima auftreten. Auch diese Fluktuationen werden von den theoretischen Rechnungen zumindest vom Trend her richtig wiedergegeben.

4.2.3.2. Kalibrierung der Viellochkollimatoren

Die Datenblätter zu den Viellochkollimatoren I - V (Abb. 4.13) enthalten die notwendigen Informationen zur Lokalisation und quantitativen Bestimmung eines Aktivitätsdepots. Dabei werden die Kollimatoren durch Längs- und Querprofile von einer punktförmigen Quelle und ausgedehnten Quellen von 2 und 3 mm Durchmesser bezüglich Standardbedingungen (s. 4.2.1.) charakterisiert. Für die hochauflösenden Kollimatoren ist bereits bei Flächenaktivitäten von 2 mm Durchmesser die Kollimatorgüte so schlecht, daß keine größeren Quellen vermessen wurden. Über die bei Längsprofilen von Flächenquellen auftretenden Fluktuationen wurde gemittelt, da sie in der Praxis keine Bedeutung haben (in entsprechender Weise wird dann bei einer Wundausmessung über die gemessenen Impulsraten gemittelt).

Die mit dem Detektor allein aufgenommenen Impulsratenverteilungen liefern nach 4.2.2. notwendige Vorinformationen über das Aktivitätsdepot, um mit Hilfe der Datenblätter den geeigneten Viellochkollimator auszusuchen. Nach Abschätzung der Tiefe ($\leq$ 10 mm, $\leq$ 8 mm, $\leq$ 5 mm) kann zwischen einem hochauflösenden Kollimator (mit geringer Sensitivität) und einem sensitiven Kollimator (mit schlechterer Tiefenauflösung) gewählt werden (je nach Höhe der Impulsrate). Bei der Auswahl des Kollimators helfen eine kurze Charakterisierung seiner Eigenschaften sowie Angaben über minimale nachweisbare Aktivität A_{min} (jeweils bei der maximalen Tiefe, s. auch 4.2.2.) und Tiefenauflösung Δt im zugehörigen Datenblatt (Abb. 4.13).

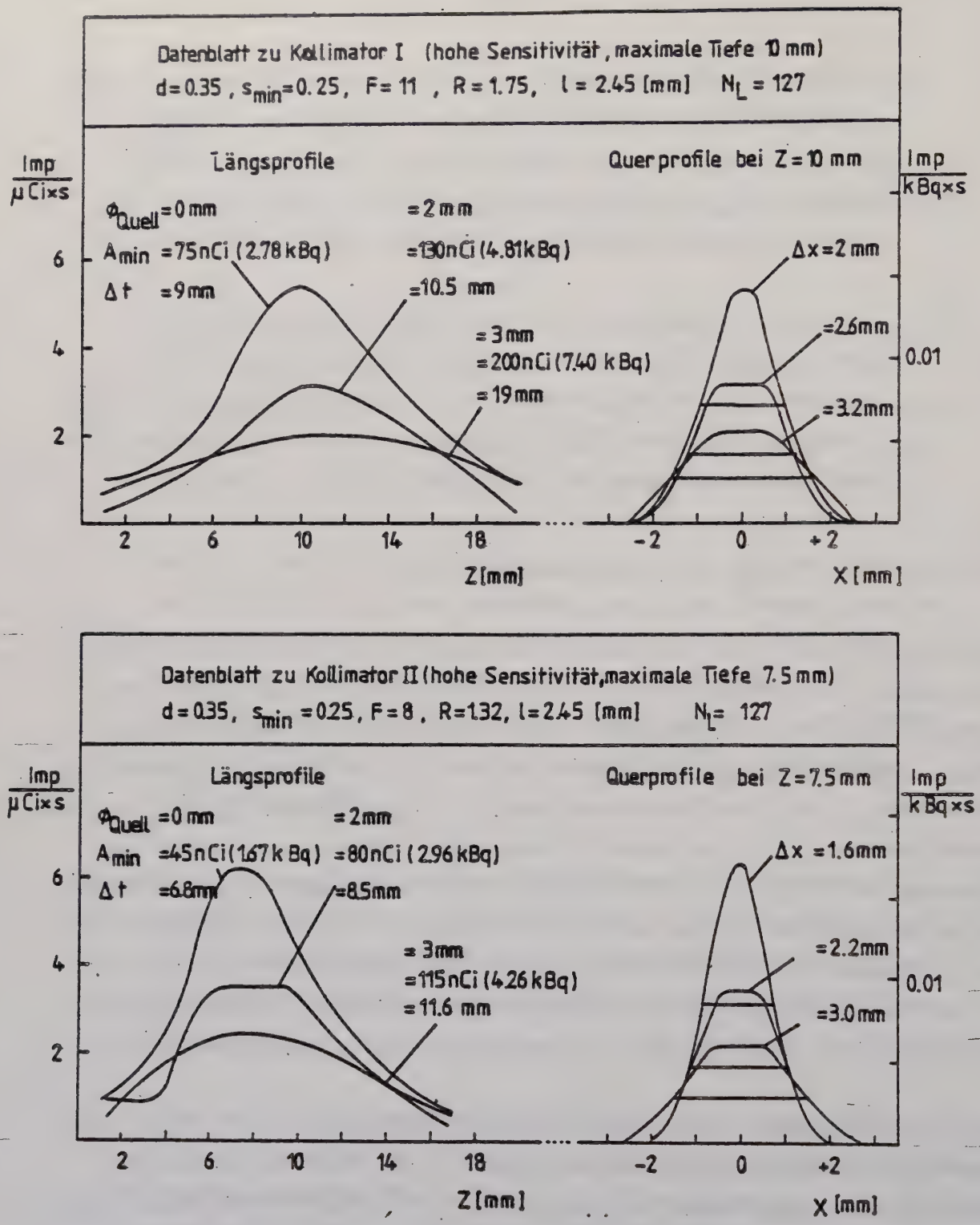
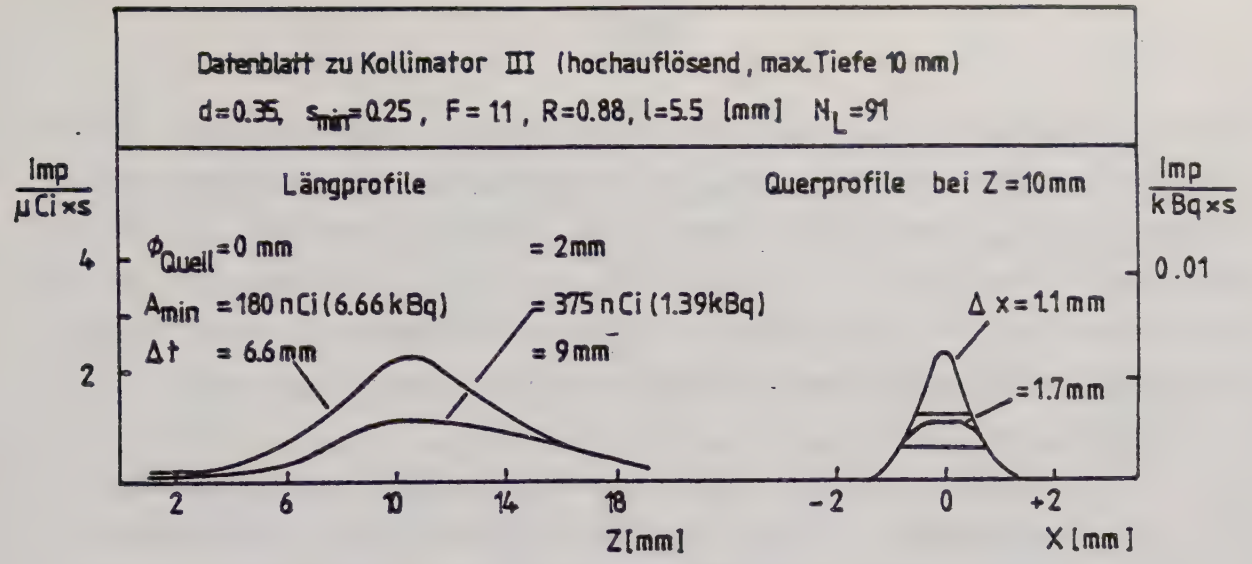
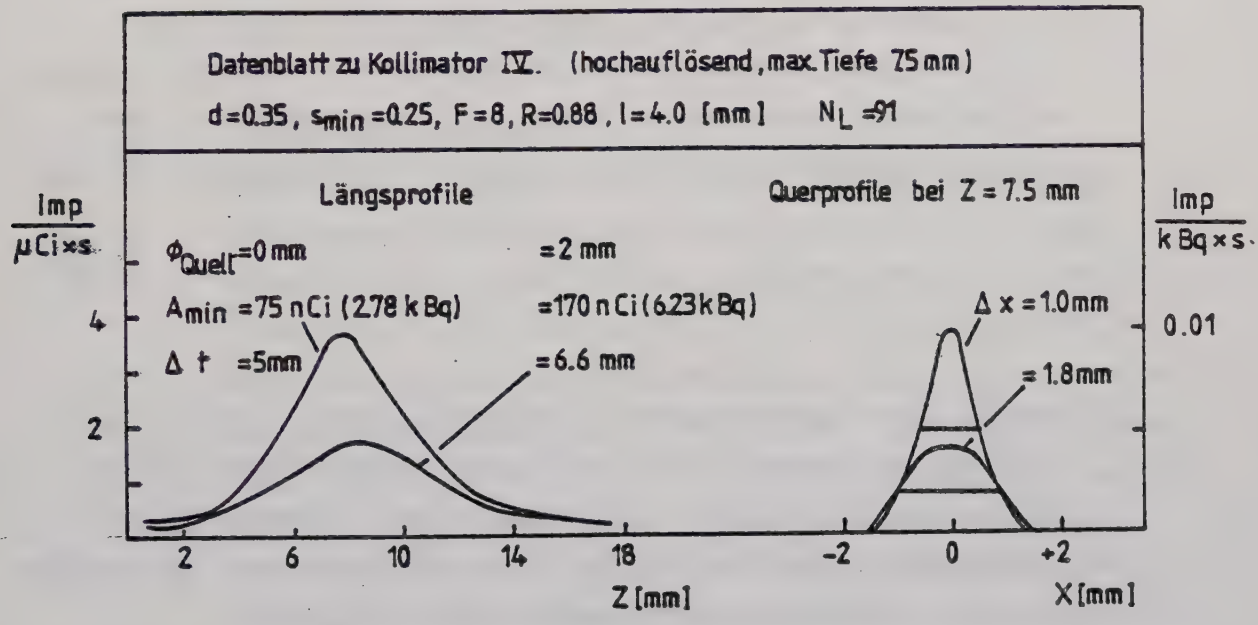
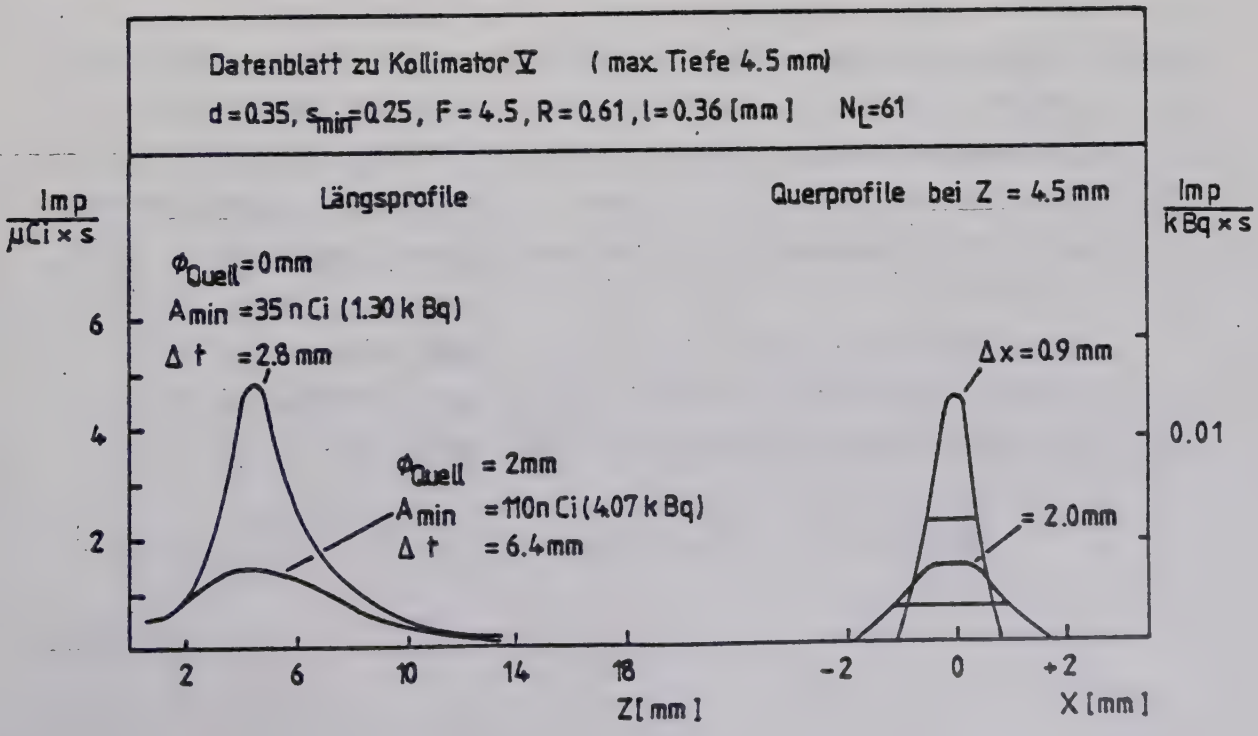


Abb. 4.13: Datenblätter zu den Viellochkollimatoren I - V bzgl. Standardeinstellung (s. 4.2.1.), Tiefe 0 und Nuklid ^{239}Pu


Datenblatt zu Kollimator III (hochauflösend, max. Tiefe 10 mm)
d=0.35, s_min=0.25, F=11, R=0.88, l=5.5 [mm] N_L=91
Imp / µCi×s
Längprofile
Querprofile bei Z=10mm
Imp / kBq×s
Φ_Quell=0 mm
= 2mm
A_min =180 nCi (6.66 kBq)
= 375 nCi (1.39kBq)
Δ t = 6.6mm
= 9mm
Δ x = 1.1 mm
=1.7mm
4
2
0.01
2 6 10 14 18
Z[mm]
-2 0 +2
X [mm]


Datenblatt zu Kollimator IV. (hochauflösend, max. Tiefe 7.5 mm)
d=0.35, s_min=0.25, F=8, R=0.88, l=4.0 [mm] N_L=91
Imp / µCi×s
Längsprofile
Querprofile bei Z=7.5 mm
Imp / kBq×s
Φ_Quell=0 mm
=2 mm
A_min =75 nCi (2.78 kBq)
=170 nCi (6.23 kBq)
Δ t =5mm
=6.6 mm
Δ x = 1.0mm
= 1.8mm
4
2
0.01
2 6 10 14 18
Z [mm]
-2 0 +2
X [mm]


Datenblatt zu Kollimator V (max. Tiefe 4.5 mm)
d=0.35, s_min=0.25, F=4.5, R=0.61, l=0.36 [mm] N_L=61
Imp / µCi×s
Längsprofile
Querprofile bei Z = 4.5 mm
Imp / kBq×s
Φ_Quell=0 mm
A_min =35 nCi (1.30 k Bq)
Δ t =2.8 mm
Δ x = 0.9 mm
Φ_Quell = 2mm
A_min =110 nCi (4.07 k Bq)
Δ t =6.4mm
= 2.0mm
6
4
2
0.01
2 6 10 14 18
Z[mm]
-2 0 +2
X [mm]

Die mit dem Detektor allein aufgenommenen Impulsratenverteilungen dienen auch der genauen Positionierung des Detektors über dem auszumessenden Hautareal (ggf. unter Zuhilfenahme eines Einlochkollimators), so daß in der Regel einige gezielte Messungen mit einem Viellochkollimator für die Ermittlung von Tiefe, Ausdehnung (mittlerem Durchmesser) und Größe des Aktivitätsdepots ausreichen. Folgendes Vorgehen bietet sich an:

(1) Zunächst wird für die Bestimmung der Tiefe t der Hautabstand z_H gemessen, bei dem das Impulsratenmaximum in senkrechter Richtung zur Hautoberfläche auftritt. Um das Maximum sicher zu bestimmen, muß ggf. das Gewebe komprimiert werden (um die absteigende Flanke hinter dem Maximum zu erfassen). Dieser Hautabstand z_H wird von dem Wert z_{max} subtrahiert, bei dem das im Datenblatt aufgeführte Längsprofil sein Maximum aufweist:

$$t = z_{max} - z_H \; . \qquad (4.10)$$

(2) Aus der Form des gemessenen Längsprofils kann zugleich die mittlere Ausdehnung des Aktivitätsdepots abgeschätzt werden (am zweckmäßigsten unter Zuhilfenahme der Halbwertsbreite Δt). Durch Ausmessung eines Querprofils ist eine weitere Information über den mittleren Quellendurchmesser zu erhalten.

(3) Die Aktivität des Depots erhält man durch erneute Auswertung des mit dem unkollimierten Detektor aufgenommenen Impulsratenmaximums C_{max} [Imp/s] unter Berücksichtigung der in (1) bestimmten Tiefe t. Diese Bestimmungsmethode hat den Vorteil, von der Quellenausdehnung im wesentlichen unabhängig zu sein. Die Aktivität A[nCi(Bq)] ergibt sich aus C_{max}[Imp/s], der im Längsprofil von Abb. 4.8 bei z = t abgelesenen Sensitivität S(z = t)[Imp/nCi×s(Imp/Bq×s)] sowie den Korrekturfaktoren für DD-Fenster (Einstellung), Tiefe und Nuklid (Tab. 4.1):

$$A[nCi(Bq)] = K(Einstellung) \times K(t) \times K(Nuklid) \times C_{max}/S(z=t). \qquad (4.11)$$

Analog kann die Aktivität auch aus dem mit dem Viellochkollimator aufgenommenen Impulsratenmaximum und dem Sensitivitätsmaximum der zugehörigen (von der Quellenausdehnung abhängigen) Profilkurve bestimmt werden.

Auf diese Weise ist eine Doppelbestimmung der Aktivität möglich, die für das weitere Vorgehen eine entscheidende Größe darstellt (s. 5.).

Es werden noch einige Sonderfälle beschrieben, die ein Abweichen von obigem Konzept erfordern:

- Niedrige Aktivitäten:
  Die unter Einsatz von Viellochkollimatoren gerade noch ausmeßbaren punktförmigen Aktivitäten (von ^{239}Pu) liegen zwischen 20 nCi (740 Bq) für geringe Tiefen (< 5 mm) und 75 nCi (2.78 kBq) für große Tiefen (≈ 10 mm), wobei jeweils die sensitivsten Kollimatoren zugrundegelegt wurden. Die mit dem Detektor allein erzielbaren Impulsraten werden dabei um den Faktor 20 (für Tiefen < 5 mm) bzw. nur um den Faktor 7 (für Tiefen von ≈ 10 mm) reduziert. Bei diesen Aktivitäten sind die gemessenen Impulsratenverteilungen (mit den hier angenommenen Meßzeiten von 2 min) mit großen statistischen Fehlern behaftet, entsprechend unsicher sind die extrahierten Parameter über das Aktivitätsdepot. Gerade bei diesen Aktivitätswerten, die das 10...20fache der ALI-Werte für ^{239}Pu betragen (s. 2.4.), wird es oft wichtig sein, genauere Angaben zu erhalten (s. auch 5.). Dann muß ggf. eine längere Meßzeit von z.B. 10 min pro Meßpunkt in Kauf genommen werden.
  Bei Aktivitäten, welche sogar mit dem Detektor allein schwierig nachzuweisen sind, ist der Einsatz von Viellochkollimatoren sinnlos. Hierbei ist in der Regel eine therapeutische Intervention unnötig (s. Abb. 4.8 und 5.).

- Diffus ausgedehnte Aktivitätsdepots:
  Den Datenblättern ist zu entnehmen, daß es bei Quellenausdehnungen um mehr als 3 mm zu erheblichen Einschränkungen in Sensitivität und Tiefenauflösung kommt. Hier muß man sich mit den Informationen aus den Impulsratenverteilungen begnügen, welche mit dem Detektor allein oder dem Einlochkollimator aufgenommen wurden. In solchen Fällen stehen unspezifische chirurgische Maßnahmen oder der intraoperative Einsatz des Detektors im Vordergrund.

- Mischkontaminationen:
  Mischkontaminationen sind mit diesem Meßplatz nur im Hinblick auf ihren Anteil an ^{241}Am weiter aufzuschlüsseln. Genauere Analysen bedürfen des Einsatzes von Halbleiterzählern (s. 4.3.). Der ^{241}Am-Anteil eines Transurangemisches kann mit Hilfe der 60 keV-Linie ermittelt werden, wie in 4.2.3.1. skizziert. Es ist dann zweckmäßig, Impulsratenverteilungen für die Energien 17 keV und 60 keV gleichzeitig durch geeignete Wahl der Kanalgrenzen am VKA aufzunehmen.
  Für das übrige Nuklidgemisch erhält man eine äußerst konservative Abschätzung unter der Annahme, daß es nur aus ^{239}Pu besteht.

4.3. Vergleichende Überlegungen zum Meßplatz

Mit dem in diesem Kapitel getesteten Meßsystem lassen sich Aktivitäten in 10 mm Tiefe ab 10 nCi (370 Bq) nachweisen und ab 80 nCi (2960 Bq) mit einem Viellochkollimator ausmessen (bei einer Meßzeit von T = 2 min). Bei Verlängerung der Meßzeit auf T = 10 min lassen sich die Nachweisgrenzen auf unter 5 nCi (185 Bq) bzw. 40 nCi (1480 Bq) herunterdrücken. Dies entspricht in etwa dem ALI-Wert bzw. dem MPBB ("maximum permissible body burden") für ^{239}Pu (s. 2.4.). In geringen Tiefen stellen sich die Verhältnisse entsprechend günstiger dar. Damit erfüllt die Apparatur im wesentlichen die Forderungen, die an ein Meßsystem für Wundkontaminationen zu stellen sind. Gerade bei Aktivitäten im Bereich des Grenzwertes

(zwischen dem 10...20fachen ALI-Wert) stellen sich jedoch die Meßbedingungen (was Meßzeit und Impulsrate anbelangt) etwas mühselig dar.

Eine Alternative zu NaJ-Szintillationszählern stellen CdTe-Halbleiterzähler dar, die ungekühlt betrieben werden können und in Größen bis zu 13 mm Durchmesser herstellbar sind. Sie besitzen eine ähnlich hohe Ansprechwahrscheinlichkeit wie NaJ-Szintillationszähler. Grundsätzliche Vorteile sind die erheblich bessere Energieauflösung von 5 keV FWHM ("full width half maximum") bei 17 keV (Mauler-Nukleonik) gegenüber 13 keV FWHM bei 17 keV bei dem getesteten Szintillationszähler sowie ein noch geringerer Untergrund. Dies hat ein besseres Signal-Untergrund-Verhältnis zur Folge, wodurch die Nachweisgrenze zu noch niedrigeren Aktivitäten gesenkt wird bzw. die Meßzeiten verkürzt werden.
Die $L_{\alpha,\beta,\gamma}$-Linien der beim Zerfall eines Transurans entstehenden Röntgenfluoreszenzstrahlung ließen sich bei dieser Energieauflösung jedoch nur schwer (Spektrenanalyse) oder überhaupt nicht trennen.

Grundsätzlich neue diagnostische Möglichkeiten eröffnen sich durch den Einsatz von HgI_2-Halbleiterzählern, welche ebenfalls ungekühlt betrieben werden, jedoch z.Zt. noch nicht kommerziell erhältlich sind. Sie sollen bei 6 keV eine Energieauflösung von 350 eV und besser haben (Mauler-Nukleonik). Damit ist es leicht möglich, die $L_{\alpha,\beta,\gamma}$-Linien zu trennen.

Bei bekannter Zusammensetzung des untersuchten Transurangemisches können aus den Verhältnissen der Linieninhalte der $L_{\alpha,\beta,\gamma}$-Linien Rückschlüsse auf die Tiefe gezogen werden (aufgrund der Energieabhängigkeit des linearen Schwächungskoeffizienten). Umgekehrt kann bei bekannter Tiefe die Zusammensetzung eines Transurangemisches bestimmt werden.

5. Notfallfahrplan bei einer Wundkontamination

Die im 3. und 4. Kapitel bereitgestellten diagnostischen Methoden ermöglichen ein differenziertes therapeutisches Vorgehen bei einer Wundkontamination. Außerdem gehen in die Entscheidung über das Procedere sämtliche Informationen über Kinetik und Metabolismus der radiotoxischen Substanz ein (s. 2.3. und dort angegebene Referenzen).
Abb. 5.1 gibt eine Übersicht über die diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen in Form eines Flußdiagramms. Die einzelnen Komponenten des Schemas werden im folgenden zusammenfassend dargestellt. Einige für Wundkontaminationen relevante Zusammenhänge können nur stichpunktartig erörtert werden, wobei auf die zahlreichen Literaturangaben verwiesen wird.

Sofortmaßnahmen (Möhrle 72):

Sofortmaßnahmen sollten unter Hinzuziehung von Laienhelfern am Unfallort durchgeführt werden:

- wundnaher venöser Stau
- Auswaschen der Wunde unter fließendem Wasser
- steriles Abdecken der Wunde.

Die Weiterleitung zu einer mit dem Strahlenschutz befaßten medizinischen Einrichtung hat dann unverzüglich zu erfolgen.

α-Messung:

In der Ambulanz erfolgt zunächst die Ausmessung der Wunde und der Umgebung mit einem großflächigen Proportionalzähler. Eine Einkreisung der Aktivität ist z.B. mit Hilfe von Aluminiumfolie möglich, in die entsprechende Aussparungen hineingeschnitten werden. Der Nachweis von α-Teilchen zeigt stets eine äußerst oberflächliche Kontamination an, da α-Teilchen von 5 MeV im Gewebe eine Reichweite von 40 µm haben (in Luft ca. 7.5 cm). Ist die Messung positiv, muß mit einem tieferliegenden Wunddepot und einer damit einhergehenden Körperbelastung gerechnet werden. Dem wird durch die in Abb. 5.1 aufgeführten Maßnahmen Rechnung getragen. Kontrovers ist die Frage, ob bereits hier eine systemische DTPA-Gabe indiziert ist (s.u.).

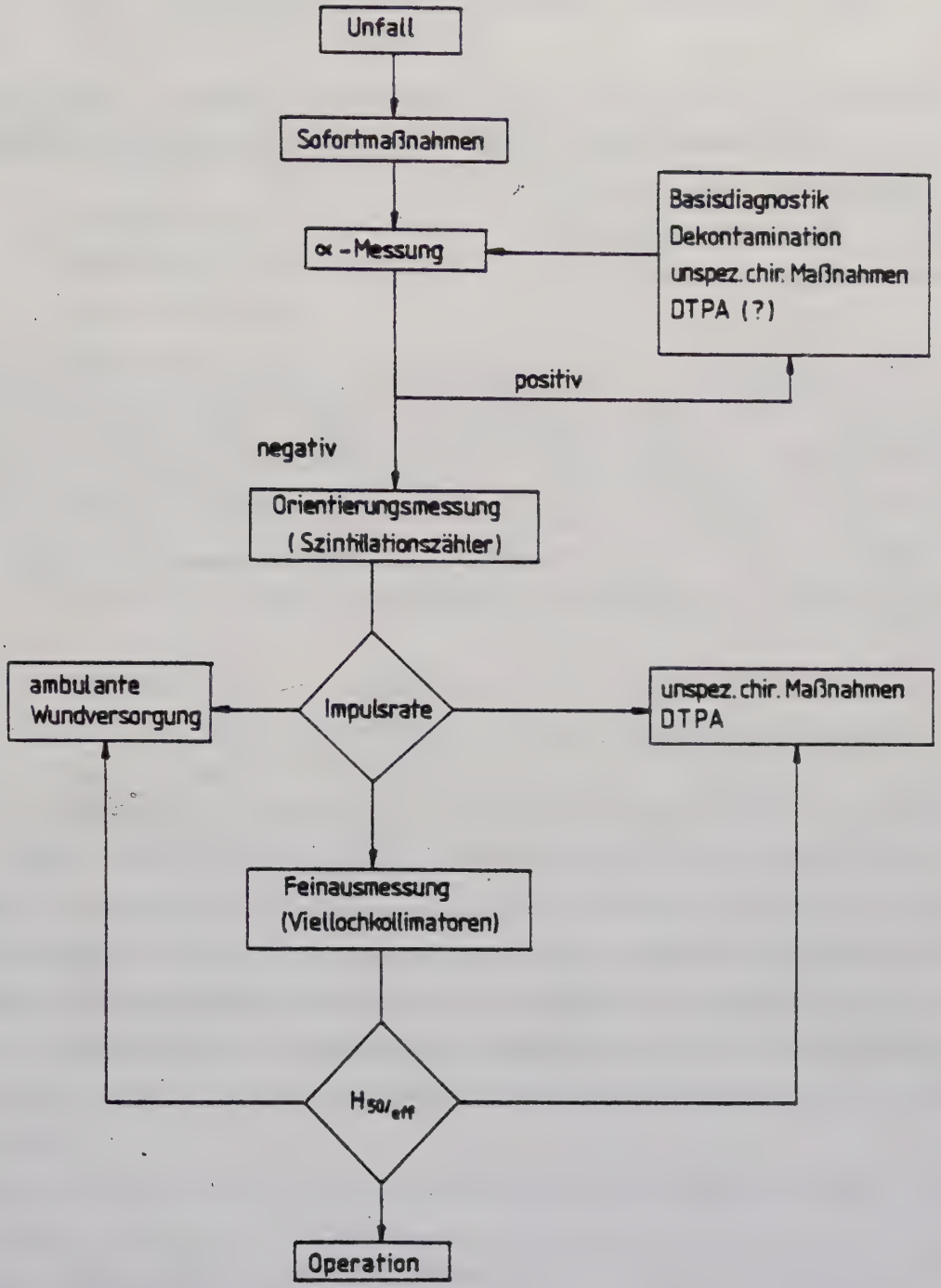


Abb. 5.1: Flußdiagramm für die diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen bei einer Wundkontamination mit Transuranen

Basisdiagnostik (Hodge 73, Ohlenschläger 71):

Bei einer positiven α-Messung werden Ausscheidungsanalysen vorgenommen, um ev. ins Transferkompartment gelangte Aktivitätsmengen nachzuweisen bzw. abzuschätzen. Dazu gehören:

- 24 h - Sammelurin
- Faeces
- 20 ml Blut,

welche zur radiochemischen Aktivitätsanalyse eingeschickt werden. Die Abschätzung der ins Transferkompartment gelangten Aktivität aus der schnellen Ausscheidungskomponente ist mit großen Unsicherheiten behaftet. Die vom Körper aufgenommene Plutonium-Aktivität A_s kann jedoch aus den nach t Tagen (t > 1) im 24 h -Sammelurin und Stuhl gemessenen Aktivitäten A_u und A_F nach den Langham-Formeln berechnet werden:

$$A_u = 0.002 * A_s * t^{-0.74} \quad , \quad t[d] > 1 \tag{5.1}$$

$$A_F = 0.0063 * A_s * t^{-1.09} \quad , \quad t[d] > 1 \, . \tag{5.2}$$

DTPA-Gabe in der üblichen Dosierung (s.u.), welche neben dem therapeutischen auch immer einen diagnostischen Stellenwert hat, führt beim Plutonium zu einer 35...40fachen Erhöhung der Aktivität im Urin (die Langham-Formel wird mit dem entsprechenden Korrekturfaktor angewandt) (Jolly 72). Im Hinblick auf eine ev. erforderliche DTPA-Therapie sind außerdem folgende Laboruntersuchungen vorzunehmen: Transaminasen, Kreatinin, Differentialblutbild und Urinstatus.

Dekontamination (Möhrle 72):

Die Dekontamination der Haut erfolgt mit den üblichen Dekontaminationsmaßnahmen. Zusätzlich wird die Wunde gespült mit

- Zephirollösung und/oder
- physiologischer NaCl-Lösung.

Der Gebrauch von Chelaten (z.B. einer DTPA-haltigen Lösung) zur Hautdekontamination oder Wundspülung wird erst nach Ausschöpfung der eben beschriebenen Maßnahmen empfohlen, da die Komplexe aufgrund ihrer Fettlöslichkeit ins Transferkompartment gelangen können (dann allerdings wegen ihrer Stabilität zu keiner zusätzlichen Körperbelastung führen, sondern über die Niere ausgeschieden werden)(IAEA 78).

Unspezifische chirurgische Maßnahmen
(IAEA 78, NCRP 79, Klaue 82):

Diese Maßnahmen können von jedem Chirurgen durchgeführt werden:

- Sorgfältige Inspektion des Wundgebietes, ggf. unter einem Vergrößerungsglas; Versuch der Darstellung eines Stich- oder Fremdkörperkanals; Entfernen von Blutkoageln, Gewebetrümmern und Fremdkörpern.
- Wundrandexcision.

Sämtliche potentiell kontaminierten Instrumente, Tücher, Handschuhe, Kompressen, Flüssigkeiten etc. sind in einem besonderen Behälter zu sammeln und zur Aktivitätsanalyse zu überstellen.

DTPA-Therapie (Volf 78, NCRP 79):

DTPA ist als Komplexbildner bei allen Transuranen wirksam. Nur beim Neptunium ist seine Wirksamkeit wegen der Labilität der Komplexe herabgesetzt, hier steht jedoch keine andere Substanz zur Verfügung. Unterschiedliche Empfehlungen werden gegeben, ab welcher inkorporierten Aktivität eine DTPA-Therapie einzuleiten ist. Sie reichen von 10% des MPBB (maximum permissible body burden = 40 nCi = 1480 Bq für ^{239}Pu, entspricht dem ALI-Wert) über 50% des MPBB bis zum MPBB selbst. In zweifelhaften Fällen sollten zusätzliche Informationen über die chemische Verbindungsform und Art des Transurans (Geschwindigkeit des Überganges ins Transferkompartment) sowie das Alter des Patienten (Risiko) berücksichtigt werden.
Drei Argumente sprechen dafür, die Indikation für eine (zunächst einmalige) DTPA-Applikation möglichst frühzeitig und großzügig zu stellen (u.U. schon beim Verdacht einer Inkorporation aufgrund einer positiven α-Messung):

- Eine DTPA-Therapie ist gerade am Anfang der Inkorporation besonders effizient.
- Die DTPA-Gabe hat neben dem therapeutischen auch immer einen diagnostischen Wert. Mitunter läßt sich der Nachweis einer geringen Körperbelastung erst nach der 35...40fachen Aktivitätsanhebung im Urin führen.
- Aufgrund der vorliegenden Erfahrungen mit DTPA sind die Nebenwirkungen einer einmaligen DTPA-Gabe von 1g (s.u) als gering zu veranschlagen, wenn nicht gar vernachlässigbar.

Auf jeden Fall sollte eine chirurgische Manipulation durch eine prophylaktische DTPA-Gabe abgedeckt werden.
Bei der Anwendung von DTPA in mehreren hundert Fällen am Menschen sind bisher keine ernsthaften Nebenwirkungen beobachtet worden (es wurden in einigen Fällen erhebliche Gesamtdosen von bis zu 0.5 kg appliziert). In einem Fall trat eine reversible Anosmie auf, in einigen Fällen ein Zinkmangel ohne klinische Symptome beim Ca-DTPA. Die DTPA-Gabe in kurzen Intervallen (mehrmalig am Tag) führt allerdings zu unspezifischen Nebenwirkungen wie Nausea, Vomitus, Diarrhoe, Schüttelfrost, Fieber, Pruritus und Muskelkrämpfen.

In 100fach höheren Dosen traten bei Tierversuchen pathohistologische Veränderungen an Nieren, Leber, Magen und Darm sowie Störungen des blutbildenden Systems auf. Bei 10fach höheren Dosen ergaben sich Hinweise auf eine Embryotoxizität (Volf 78).

Damit ergeben sich folgende (relative) Kontraindikationen für die Anwendung von DTPA:

- Schwangerschaft
- Schwere Erkrankungen von Niere, Leber, Magen, Darm oder des blutbildenden Systems
- Hinweise auf Störungen obiger Organe während der Therapie (Laborkontrollen!)
- Keine mehrmalige Anwendung von DTPA am Tag.

DTPA wird als Zn-DTPA und Ca-DTPA angeboten (von der Fa. Heyl) und als Kurzinfusion in 20...250 ml physiologischer NaCl-Lösung (oder 5% Glucose) appliziert. Ca-DTPA wird am Anfang der Therapie wegen seiner höheren Wirksamkeit bevorzugt. Für eine Langzeittherapie gibt es verschiedene Therapieschemata, von denen eines angegeben wird (aus Volf 78):

1 Woche	tgl. 1g Ca-DTPA
6 Wochen	2-3 mal wöchentl. 1g Zn-DTPA
6 Wochen	keine Therapie
alternierend:	
3 Wochen	2-3 mal wöchentl. 1g Zn-DTPA
3 Wochen	keine Therapie

Auch eine lokale DTPA-Infiltration von 1g Ca-DTPA, u.U. mit einem Lokalanästhetikum vermischt, wird empfohlen, wenn ein operativer Eingriff nicht durchgeführt werden kann oder verzögert wird (s.u.). Am Menschen liegen mit dieser Therapiemethode noch keine Erfahrungen vor. Insbesondere beim Pu-Nitrat kann auf diese Weise dem Patienten möglicherweise eine langwierige systemische DTPA-Therapie erspart werden.

DFOA (Desferrioxamin = Desferal^{R}), welches z.B. bei einer Hämochromatose zur Eisenausschwemmung aus dem menschlichen Körper eingesetzt wird und daher in jedem Krankenhaus verfügbar ist, gilt als Ersatzmittel für DTPA. Es wird in gleicher Dosierung wie DTPA verwendet. Aus Tierversuchen bestehen Hinweise, daß im akuten Fall eine Kombination von DFOA und DTPA (0.5g DFOA und 0.5g DTPA pro Tag) sogar eine bessere Wirksamkeit aufweist (Volf in Messerschmidt 80). Am Menschen stehen jedoch Erfahrungen darüber noch aus.

Orientierungsmessung mit dem Szintillationszähler allein:

In 4.2.2. werden die notwendigen Daten und Informationen bereitgestellt. Aus Abb. 5.1 geht hervor, daß die Orientierungsmessung eine wesentliche Entscheidungsgrundlage für das weitere diagnostische und therapeutische Procedere darstellt, da sie Maximalabschätzungen für die lokalen Aktivitäten liefert (unter einer angenommenen Tiefe von 10 mm). Die Meßzeit sollte hierbei T = 10 min betragen (bei niedrigen Impulsraten). Unter diesen Umständen kann man jede lokale Aktivität eines Transurans, welche einen ALI-Wert übersteigt, bis zu 10 mm Tiefe sicher nachweisen. In 4.2.2. wird beschrieben, wie man durch Grobbestimmung der Tiefe genauere Aktivitätsabschätzungen erhält.
Am Beispiel des ^{239}Pu werden in Tab. 5.1 die Impulsratenbereiche mit den empfohlenen therapeutischen und diagnostischen Maßnahmen dargestellt. Die Umrechnung auf ein anderes Transuran erfolgt mit Hilfe von Tab. 2.6 (s. 2.4.) sowie Tab. 4.1.

Impulsrate[Imp/10min]	maximale lokale Aktivität(^{239}Pu) (Tiefe 10mm)	Feinausmessung (T: Meßzeit)	DTPA-Therapie (systemisch/lokal)	chirurg. Maßnahmen unspez.	spez.
< 100	< 5nCi = 185Bq (< ALI)	-	-	-	-
100...300	< 20nCi = 740Bq (< 5ALI)	-	+/-	+/-	-
300...1000	<100nCi = 3.7kBq (<20ALI)	+ (T=10min)	+	+	+/-
> 1000	> 20ALI	+ (T=2...10min)	+	+	+/-

Tab. 5.1: Maximalabschätzungen der lokalen Aktivität für ^{239}Pu (unter der Annahme einer Tiefe von 10 mm) und die daraus folgenden therapeutischen Konsequenzen bei der orientierenden Messung mit dem unkollimierten Szintillationszähler (-: i.d.R. nicht erforderlich, +: i.d.R. erforderlich, +/-: im Einzelfall zu entscheiden)

Feinausmessung unter Anwendung von Viellochkollimatoren:

Die Feinausmessung dient der Bestimmung von Tiefe, Ausdehnung und Aktivität des Transurandepots, wie in 4.2.3. beschrieben. Gemäß Abb. 4.8 und 4.13 muß bei gering ausgedehnten Aktivitätsdepots in 10 mm Tiefe mit einer Impulsratenreduktion um mindestens den Faktor 7 durch die Anwendung von Viellochkollimatoren gegenüber der Orientierungsmessung gerechnet werden. Noch größer ist die Einschränkung der Impulsrate bei ausgedehnten Quellen und geringen Tiefen. Dies muß bei der Meßzeit für die Feinausmessung berücksichtigt werden (s. z.B. Tab. 5.1).
Die Feinausmessung dient letztlich der Bestimmung der effektiven 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis $H_{50/eff}$ (s. 2.4.) unter der Annahme, daß die gesamte lokale Aktivität in den Blutkreislauf gelangt. Der ermittelte Wert entscheidet über das weitere therapeutische Vorgehen. Da eine invasive Therapie für den Patienten mit einigen Nebenwirkungen verbunden sein kann, bedarf diese einer besonderen Rechtfertigung durch die 50-Jahre-Folgeäquivalentdosis.

Operation (Nigst 83, Schofield 74, Ohlenschläger 73 und 76):

Eine handchirurgische Operation, die in der Excision eines Gewebestückes unter intraoperativer Kontrolle mit dem Detektor besteht, stellt die ultima ratio dar, wenn die lokale Aktivität ein nicht mehr zu vertretendes Risiko für den Patienten beinhaltet und unspezifische chirurgische Maßnahmen nicht zu einer ausreichenden Reduktion der Aktivität führen.

Eine lokale Aktivität, die unterhalb des 5fachen ALI-Wertes liegt, stellt sicherlich keine Indikation für einen chirurgischen Eingriff dar, weil die damit verbundene Strahlenexposition mit § 50 StrlSchV (außergewöhnliche Strahlenexposition in besonderen Fällen) vereinbar ist (s. 2.5.).

Übersteigt die lokale Aktivität das 5fache des ALI-Wertes, ist eine Operation grundsätzlich in Betracht zu ziehen. Dabei sind folgende Gesichtspunkte zu berücksichtigen:

- Höhe der Aktivität
- Alter des Patienten

- Art der Kontamination (insbesondere Löslichkeit) und die damit verbundenen Chancen einer konservativen DTPA-Therapie (die z.B. im Falle des PuO_2 nicht sehr effizient ist)
- Schwierigkeitsgrad der Operation und damit verbundene negative Folgen.

Wie in 2.4. dargelegt wird, sind Risikoabschätzungen im Falle der Transurane nur mit äußerster Vorsicht anzuwenden.
Die Operation sollte nicht zu lange hinausgeschoben werden, da andernfalls (neben der möglichen Körperbelastung) eine zusätzliche Ausbreitung des Depots befürchtet werden muß.

Ein operativer Eingriff im Bereich der Hand ist wegen der dort vorhandenen anatomischen Strukturen und hohen funktionellen Anforderungen technisch schwierig und sollte daher von einem Handchirurgen vorgenommen werden (s. auch Abb. 3.1). Wie bei jeder handchirurgischen Operation erfolgt der Eingriff in Blutleere. Als Anästhesieform wird zweckmäßigerweise eine Leitungsanästhesie gewählt. Durch die möglichst präzise Lokalisation des Transurandepots ist der Operateur in der Lage, Schnittführung, Schnittiefe und Präparationstiefe zu planen. Eine Erleichterung für den Operateur ergibt sich aus der Möglichkeit, mit einer markierten Kanüle eine Farbstofflösung (z.B. Indigokarminblau) durch Infiltration an den gemessenen Ort des Depots zu bringen. Der angefärbte Gewebebereich wird dann dargestellt und unter intraoperativer Kontrolle mit dem Detektor excidiert (s. 3.4.).
Mögliche unerwünschte Folgen eines solchen Eingriffs können sein:

- Schädigung eines Hautnerven mit konsekutiver Sensibilitätsstörung
- Narbenkontraktur mit nachfolgender Funktionseinschränkung
- unter sehr ungünstigen Bedingungen Verletzung einer Sehne oder Sehnenscheide.

Bei Sensibilitätsstörungen tritt nach einiger Zeit ein zentraler Gewöhnungseffekt ein, Narbenkontrakturen können im allgemeinen mit Unterstützung physikalischer Therapie gut kompensiert werden.
Eine optimale Therapieentscheidung läßt sich nur durch Zusammenarbeit von Strahlenschutzarzt bzw. Medizinphysiker und Chirurgen im Gespräch mit dem Patienten finden.

6. Zusammenfassung

Die ALI-Werte ("annual limits of intake") für den Inkorporationsweg durch Wundkontamination werden für die arbeitsmedizinisch bedeutsamsten Transurane unter Zugrundelegung eines dynamischen dosimetrischen Knochenmodells nach Priest und Hunt berechnet und mit den früheren Modellen der ICRP ("International Comission on Radiological Protection") nach ICRP 30 verglichen. Es zeigt sich, daß die Strahlenexposition des Knochengewebes (osteogene Zellen, rotes Knochenmark) bisher überschätzt wurde und die Leber das durch Transurane am meisten gefährdete Organ ist.

Die Möglichkeiten der Lokalisation und Aktivitätsbestimmung von im Gewebe befindlichen Transurandepots mit Ein- und Viellochkollimatoren werden aufgezeigt. Es werden die Qualitätseigenschaften der abbildenden Systeme im Hinblick auf Nachweisempfindlichkeit, Tiefenausleuchtung und Tiefenauflösung in Abhängigkeit von den die Kollimatorgeometrie charakterisierenden Parametern diskutiert. Zu diesem Zweck wird ein Algorithmus zur Berechnung von Kollimatorprofilen (Längs- und Querprofile) angegeben, mit dessen Hilfe unter EDV-Einsatz Viellochkollimatoren für die Szintillationssonde eines Wundmeßplatzes im Klinikum Steglitz/Berlin entwickelt und gebaut wurden. Die Kollimatoren wurden aus Lipowitz-Metall gegossen; andere Herstellungsverfahren erwiesen sich infolge der sehr geringen Kollimatorabmessungen und der geforderten Absorptionseigenschaften des Kollimatormaterials als nicht praktikabel.

Es werden Meßapparatur, einschließlich der abbildenden Systeme, getestet, kalibriert und ihr Einsatz für Orientierungsmessungen, Feinausmessungen sowie für den intraoperativen Gebrauch bei Wundkontaminationen beschrieben. Die Nachweisgrenzen als Funktion der Art der Kontamination werden im Hinblick auf die ermittelten ALI-Werte diskutiert.
Mit dem getesteten Meßsystem lassen sich Aktivitäten in 10 mm Tiefe ab 10 nCi (370 Bq) nachweisen und ab 80 nCi (2960 Bq) mit Hilfe eines Viellochkollimators ausmessen (bei einer Meßzeit von 2 min pro Meßpunkt). Durch Verlängerung der Meßzeit auf 10 min lassen sich die Nachweisgrenzen bis in die Nähe der ALI-Werte der Transurane senken (für ^{239}Pu: 3.5 nCi = = 129.5 Bq).

Der bestehende Wundmeßplatz wird mit anderen möglichen Meßsystemen verglichen, wie z.B. speziellen Wundsondendetektoren sowie CdTe- und HgI_2-Halbleiterzählern.

Die meßtechnischen Möglichkeiten erlauben gegenüber den bisherigen üblichen Notfallmaßnahmen ein differenzierteres diagnostisches und therapeutisches Vorgehen, welches in einem Gesamtkonzept dargestellt wird. Als Therapie stehen neben einer konservativen DTPA-Gabe unspezifische und spezifische chirurgische Maßnahmen zur Verfügung. Insbesondere werden die Indikationen für eine handchirurgische Operation präzisiert und Hilfestellungen für ihre Durchführung angegeben.

7. Anhang: Angabe eines Algorithmus zur Berechnung von Empfindlichkeitsprofilen von Viellochkollimatoren

Berechnung der Raumwinkelfunktion $\Delta\Omega(x,h)$:

Gemäß Abb. 7.1 wird zunächst der Raumwinkel $\Delta\Omega(x,h,\xi_R,\eta_R,\xi_V,\eta_V)$ berechnet, unter dem die Detektorfläche vom Aufpunkt (x,h) aus durch eine Kollimatorbohrung erscheint, deren Mittelpunkte in der Front- bzw. Rückfläche die Koordinaten (ξ_V,η_V) bzw. (ξ_R,η_R) haben (bzgl. zweier paralleler kartesischer Koordinatensysteme mit den Ursprüngen auf der Kollimatorachse und den ξ-Achsen parallel zum Lot des Aufpunktes auf die Kollimatorachse). Dies geschieht durch Berechnung der Schnittfläche der in der Rückfläche gelegenen kreisförmigen Bohröffnung (ξ_R,η_R,r_R) mit der in die Rückfläche durch zentrische Streckung abgebildeten Bohröffnung der Frontfläche $(\xi\hat{V},\eta\hat{V},r\hat{V})$. Die zentrische Streckung wird bzgl. des Aufpunktes (x,h) mit dem Streckungsfaktor $(h+\ell)/\ell$ durchgeführt und ergibt:

$$r\hat{V} = \frac{h+\ell}{\ell} r_V \tag{7.1}$$

$$\xi\hat{V} = x + \frac{h+\ell}{h}(\xi_V - x) \tag{7.2}$$

$$\eta\hat{V} = \frac{h+\ell}{h}\eta_V \tag{7.3}$$

Die Aufgabe wird zurückgeführt auf die Berechnung der Schnittfläche A zweier Kreise (ξ_R,η_R,r_R) und $(\xi\hat{V},\eta\hat{V},r\hat{V})$ mit dem Abstand der Kreismittelpunkte:

$$s = \sqrt{(\xi_R - \xi\hat{V})^2 + (\eta_R - \eta\hat{V})^2}\ . \tag{7.4}$$

Gleichzeitig werden die Koordinaten des Mittelpunktes der Schnittfläche (ξ_A,η_A) berechnet.
Es müssen folgende Fallunterscheidungen getroffen werden:

1. $s > r_R + r\hat{V}$ (Schnittfläche existiert nicht):

$$A = 0 \tag{7.5}$$

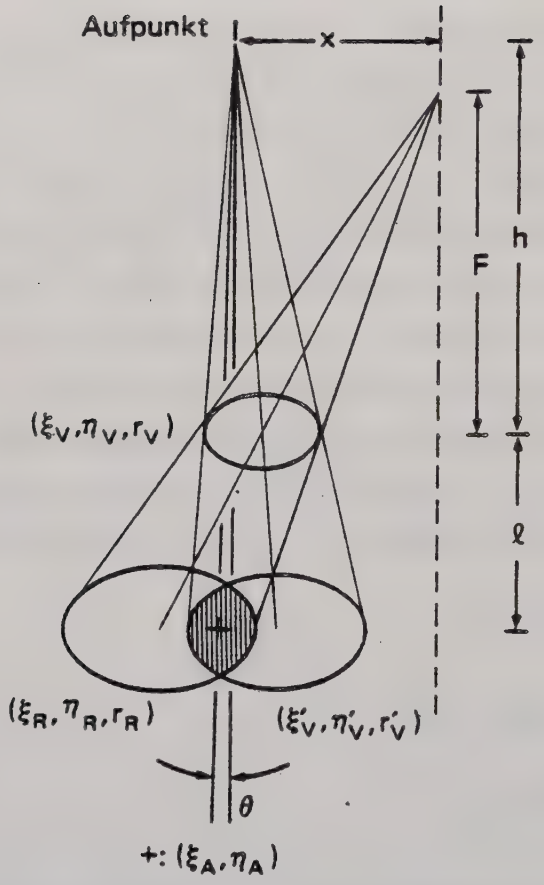


Abb. 7.1: Prinzipskizze zur Berechnung der Raumwinkelfunktion $\Delta\Omega(x,h)$

2. $s \leq |r_R - r_{\hat{V}}|$ (Ein Kreis enthält den anderen):

a) $r_R \geq r_{\hat{V}}$: $A = \pi r_{\hat{V}}^2$, $\xi_A = \xi_{\hat{V}}$, $\eta_A = \eta_{\hat{V}}$ (7.6)

b) $r_R \leq r_{\hat{V}}$: $A = \pi r_R^2$, $\xi_A = \xi_R$, $\eta_A = \eta_R$ (7.7)

3. $|r_R - r_{\hat{V}}| < s < r_R + r_{\hat{V}}$ (Es existieren Schnittpunkte (x_S,y_S) und $(x_S,-y_S)$ zwischen den Kreisen bzgl. eines Koordinatensystems, dessen Abszisse auf der Verbindungsstrecke der Kreismittelpunkte liegt):

$$\xi_A = \frac{\xi_R + \xi_{\hat{V}}}{2} + \frac{r_R - r_{\hat{V}}}{2s}(\xi_{\hat{V}} - \xi_R) \tag{7.8}$$

$$\eta_A = \frac{\eta_R + \eta_{\hat{V}}}{2} + \frac{r_R - r_{\hat{V}}}{2s}(\eta_{\hat{V}} - \eta_R) \tag{7.9}$$

a) $s \geq \max(r_R,r_{\hat{V}})$: (7.10)

$$A = y_S(\sqrt{r_R^2-y_S^2} + \sqrt{r_{\hat{V}}^2-y_S^2}) + r_R^2 \arcsin\frac{y_S}{r_R} + r_{\hat{V}}^2 \arcsin\frac{y_S}{r_{\hat{V}}} - 2y_S s$$

b) $s \leq \max(r_R,r_{\hat{V}})$ und $r_R \geq r_{\hat{V}}$:

$$A = \pi r_{\hat{V}}^2 + \tag{7.11}$$
$$y_S(\sqrt{r_R^2-y_S^2} - \sqrt{r_{\hat{V}}^2-y_S^2}) + r_R^2 \arcsin\frac{y_S}{r_R} - r_{\hat{V}}^2 \arcsin\frac{y_S}{r_{\hat{V}}} - 2y_S s$$

c) $s \leq \max(r_R,r_{\hat{V}})$ und $r_R \leq r_{\hat{V}}$:

$$A = \pi r_R^2 + \tag{7.12}$$
$$y_S(\sqrt{r_{\hat{V}}^2-y_S^2} - \sqrt{r_R^2-y_S^2}) + r_{\hat{V}}^2 \arcsin\frac{y_S}{r_{\hat{V}}} - r_R^2 \arcsin\frac{y_S}{r_R} - 2y_S s$$

Zur Ermittlung des Raumwinkels wird die Projektion der Schnittfläche auf den vom Aufpunkt durch den Mittelpunkt der Schnittfläche (ξ_A,η_A) ziehenden Richtungsvektor berechnet und durch das Abstandsquadrat a^2 der beiden Punkte dividiert (Abb. 7.1):

$$\Delta\Omega(x,h,\xi_R,\eta_R,\xi_V,\eta_V) = \frac{A}{a^2}\cos\theta \tag{7.13}$$

mit $$a^2 = (\xi_A - x)^2 + \eta_A^2 + (h + \ell)^2 \tag{7.14}$$

und $$\cos\theta = \frac{h + \ell}{a} . \tag{7.15}$$

Zur Berechnung der gesamten Raumwinkelfunktion $\Delta\Omega(x,h)$, welche dann nur noch von den Koordinaten des Aufpunktes abhängt, muß über alle Kollimatorbohrungen summiert werden.

Berücksichtigung der Absorption:

Auf einfache Weise läßt sich die Absorption im Gewebe in den Algorithmus einbauen. Bei gegebener Tiefe t läßt sich zu jedem Aufpunkt (x,h) für eine Kollimatorbohrung $(\xi_V,\eta_V,\xi_R,\eta_R)$ eine mittlere Wegstrecke w eines kollimierten Röntgenquants im Gewebe angeben:

$$w = t/\cos\theta \ , \tag{7.16}$$

wobei Gl. 7.15 Anwendung findet.

Diskussion der Genauigkeit:

Ein kleiner Fehler des skizzierten Algorithmus besteht darin, daß statt der (ebenen) Schnittfläche der beiden Kreise eigentlich ein Ausschnitt einer Kugeloberfläche um den Aufpunkt für die Raumwinkelberechnung zugrunde gelegt werden müßte. Die Abweichungen sind vernachlässigbar, wenn $(h + \ell)^2$ groß gegenüber der Schnittfläche ist. Die exakte Berechnung des Raumwinkels, die in Kugelkoordinaten durchgeführt werden muß, ergibt einen Ausdruck der Form:

$$\int_{\cos\theta_{max}}^{\cos\theta_{min}} \Delta\phi(\theta)\, d\cos\theta \ . \tag{7.17}$$

Zusammen mit der Integration über die Quelle erhält man ein Zweifachintegral, dessen Berechnung auf einem Kleinrechner erhebliche Rechenzeitprobleme aufwirft und daher unpraktikabel ist.

8. Literatur

Beck, R.N.: Collimation of Gamma Rays. In: Fundamental Problems in Scanning. Springfield (1969).

BEIR-Committee: The Effects on Populations of Exposure to Low Levels of Ionising Radiation. National Academy Press (1980).

Campbell, J.L., L.A. McNelles: Americium-241 as a Low-Energy Photon Intensity Standard. Nucl. Instr. and Meth. 117, 519 (1974).

Dold, U., H. Sack: Praktische Tumortherapie. Thieme - Verlag (1980).

Frommheim, O. et al.: A New Approach for an Improved Short-Time Procedure for Locating and Measuring Low-Activity, Low-Energy Transuranium Deposits in Wounds. IAEA-SR-6/4 (1976).

Harrison, J.D. et al.: The Wound Clearance and Distribution of Plutonium, Americium and Curium in Rodents. Int. J. Radiat. Biol. 37, 505 (1980).

Hodge, H.C. et al. (ed.): Uranium, Plutonium, Transplutonic Elements. Springer - Verlag (1973).

IAEA: Manual on Early Medical Treatment of Possible Radiation Injury. Safety Series No. 47 (1978).

ICRP 23: Report of the Task Group on Reference Man. Pergamon (1975).

ICRP 26: Recommendations of the International Comission on Radiological Protection. Pergamon (1977).

ICRP 30: Limits for Intakes of Radionuclides by Workers. Pergamon (1979).

Isselbacher, K.J. et al. (ed.): Harrison's Principles of Internal Medicine. 10. Internat. Student Edition (1983)

Jacobi, W.: Strahlung und Risiko. Atomwirtschaft 28, 238 (1983).

Jäger, R., W. Hübner: Dosimetrie und Strahlenschutz. Thieme - Verlag (1974).

Jolly, L. et al.: Treatment and Evaluation of a Plutonium-238 Nitrate Contaminated Puncture Wound. Health Phys. 23, 333 (1972).

Kopp, J.: Theoretische und experimentelle Untersuchungen über das energieabhängige Ansprechvermögen abbildender Detektorsysteme in der Szintigraphie. Diplomarbeit an der FU-Berlin (1982).

Klaue, P.: Checkliste Ambulante Chirurgie. Thieme - Verlag (1982).

Lederer, C.M., V.S. Shirley: Table of Isotopes. John Wiley & Sons (1978).

Mauler-Nukleonik: Gesellschaft für Meßgeräte mbH. Augustastr. 33, D - 5650 Solingen 1.

Messerschmidt, O. et al. (ed.): Industrielle Störfälle und Strahlenexposition. Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Bd. XXI. Thieme - Verlag (1980).

Möhrle, G. (ed.): Erste Hilfe bei Strahlenunfällen. Gentner (1972).

NCRP: Management of Persons Accidentally Contaminated with Radionuclides. NCRP - Report No. 65 (1978).

Nenot, J.C.: The Toxicity of Plutonium, Americium and Curium. Pergamon (1979).

Nigst, H., D. Buck-Gramcko und H. Millesi: Handchirurgie. Thieme - Verlag (1983).

Ohlenschläger, L.: Bericht über eine mit Americium-241 kontaminierte Stich-Schnittverletzung am linken Zeigefinger. Strahlentherapie 142, 73 (1971).

Ohlenschläger, L., O. Frommheim: Aufbau und Funktion eines medizinischen Wundmeßplatzes. Strahlentherapie 146, 422 (1973).

Ohlenschläger, L.: Removal of a Four-Month-Old ^{239}Pu-Deposit in a Puncture Wound at the Tip of the Left Middle Finger. IAEA-SR-6/5 (1976).

Priest, N.D., B.W. Hunt: The Calculation of Annual Limits of Intake for Plutonium-239 in Man using a Bone Model which allows for Plutonium Burial and Recycling. Phys. Med. Biol. 24, 525 (1979).

Rohen, J.W.: Topographische Anatomie. Schattauer - Verlag (1977).

Rollo, D.: Nuclear Medicine Physics, Instrumentation and Agents. Mosby (1977).

Schofield, G.B. et al.: Assessment and Management of a Plutonium Contaminated Wound Case. Health Phys. 26, 541 (1974).

Selder, H.: Einführung in die Numerische Mathematik für Ingenieure. Carl Hanser Verlag (1973).

Siegbahn, K.: α-, β-, γ-Spectroscopy. North Holland Publishing Company (1974).

Taylor, D.M.: Biochemische Aspekte der Strahlentoxikologie des Plutoniums. KfK-Nachr. Jahrg. 13, 176 (1981).

UCRL: Nuclear Spectroscopic Studies of Some Very Heavy Odd-Mass Nuclides. UCRL 16888 (1966).

Vasilik, D.G. et al.: ULα,β,γ X-Ray Intensities from the Alpha Decay of ^{238}Pu. Nucl. Instr. and Meth. 135, 405 (1976).

Volf, V.: Treatment of Incorporated Transuranium Elements. IAEA Technical Report No. 184 (1978).

Wegener, K., K. Hasenöhrl, H. Wesch: Recent Results of the German Thorotrast Study - Pathoanatomical Changes in Animal Experiments and Comparison to Human Thorotrastosis. Health Phys. 44, 307 (1983).

Liste der bisher erschienen ISH–Berichte:*

ISH 1/81 *Kierski, W.-S., Hösel, G., Dehos, R., Stieve, F.-E., Kaul, A.*
Ansprachen anläßlich des Wechsels der Institutsleitung des Instituts für Strahlenhygiene des Bundesgesundheitsamtes

ISH 2/81 *Kaul, A.*
Strahlenexposition von Personal und Umwelt und Strahlenschutzmaßnahmen beim diagnostischen und therapeutischen Umgang mit radioaktiven Stoffen

ISH 3/81 *Czempiel, E. M., Schmier, H.*
Die Schwankungsbreite der natürlichen Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland

ISH 4/81 *Stamm, A., Weitz, B., Bögl, W.*
Biochemische Indikatoren für Strahlenexpositionen, Teil I – Eine Literaturstudie über Blutuntersuchungen nach Exposition mit Röntgen- und γ-Strahlen

ISH 5/81 *Schwibach, J., Winkelmann, I., Riedel, H., Haubelt, R., Bretschneider, J., Wirth, E., Little, C.*
New Results of Surveillance of Radionuclides Released from Nuclear Power Plants

ISH 6/81 *Gogolak, C. V.*
Calibration of a Ge(Li)-Spectrometer for *in situ* Measurements

ISH 7/81 *Gogolak, C. V., Endrulat, H. J.*
Survey of Gamma Radiation in the Vicinity of the Asse Saltmine Radioactive Waste Disposal Site

ISH 8/81 *Huber, O., Meinig, J.*
Dokumentation über den Umfang der allgemeinen Umweltradioaktivitätsüberwachung 1978 in der Bundesrepublik Deutschland

ISH 9/81 *Bretschneider, J.*
Vergleich der Strahlenexposition durch radioaktive Emissionen aus konventionellen Kraftwerken und aus Kernkraftwerken

ISH 10/82 *Winkelmann, I., Gesewsky, P., Vogl, K., Schwibach, J.*
Bericht über die Emissionen von Kohlenstoff-14 mit der Abluft aus Kernkraftwerken und Forschungsreaktoren in der Bundesrepublik Deutschland in den Jahren 1978 – 1981

ISH 11/82 *Gesewky, P., Winkelmann, I.*
Untersuchungen über die Emission von Fe-55 und Ni-63 mit der Abluft aus Kernkraftwerken in der Bundesrepublik Deutschland in den Jahren 1979 – 1981

ISH 12/82 *Winkelmann, I., Haimerl, W., Wutz, J.*
Nuklidspezifische Messungen der Ortsdosisleistung in der Umgebung kerntechnischer Anlagen

ISH 13/82 *Stamm, A., Bögl, W.*
Biochemische Indikatoren für Strahlenexpositionen. Teil II – Eine Literaturstudie über biochemische Veränderungen an biologischem Material nach Exposition mit Röntgen- und γ-Strahlen

ISH 14/82 *Kaul, A., Henrichs, K., Roedler, H.-D.*
Dosimetrie und Dosisberechnungen bei der Anwendung offener radioaktiver Stoffe

ISH 15/82 *Fohmann, A., Stieve, F.-E.*
Diaplazentarer Transfer von Radioeisen bei Tier und Mensch

---

* ab ISH 34/84: ISH – HEFTE

ISH 16/82 *Dreyer, U.*
Ermittlung der Strahlenbelastung der Bevölkerung durch röntgendiagnostische Maßnahmen in Berliner Betrieben der Privatwirtschaft

ISH 17/83 *Dehos, R.*
Strontium 90 in Kinderzähnen in Bayern

ISH 18/83 *Schwibach, J., Schmier, H., Haubelt, R., Winkelmann, I., Wirth, E.*
Forschungsarbeiten und Aktivitäten der Abteilung "Radioaktive Stoffe und Umwelt"

ISH 19/83 *Elsasser, U., König, K.*
Statistische Grundlagen zur Durchführung epidemiologischer Studien

ISH 20/83 *König, K.*
Dosiswerte für die Ermittlung der GSD aus röntgendiagnostischen Maßnahmen

ISH 21/83 *O'Riordan, M. C.*
Observations on Dose limits for the Public from Natural Sources of Radiation

ISH 22/83 *Bretschneider, J.*
Abschätzung der Variabilität der Strahlenexposition durch die Emission luftgetragener radioaktiver Stoffe beim bestimmungsgemäßen Betrieb kerntechnischer Anlagen

ISH 23/83 *Huber, O., Schmid-Albrecht, M., Meinig, J., Stolpe, Ch., Regauer, F.*
Parameter – Fehleranalyse der ökologischen Parameter zur Bestimmung der Strahlenexposition aus Ableitungen radioaktiver Stoffe in Abluft und Abwasser

ISH 24/83 *Ahrens, E., Mahn, U., Howe, S., Lewis, D., Stieve, F.-E.*
Plazentalokalisation und diaplazentare Passage von Radionukliden – Die bibliographische Zusammenstellung zur Diagnostik und Therapie beim Menschen sowie zu Tierexperimenten

ISH 25/83 *Burkhardt, J.*
Das Verhalten von anionischen Radionukliden in der Umwelt mit besonderer Berücksichtigung ihrer Reaktionen im Boden

ISH 26/83 *Kistner, G.*
Behaviour of tritium in aquatic systems

ISH 27/83 *Gesewsky, P., Winkelmann, I.*
Messungen von Sondernukliden in Proben aus dem stillgelegten Kernkraftwerk Gundremmingen

ISH 28/83 *Haubelt, R., Burkhardt, J.*
Untersuchungen zum Expositionspfad „Luft – Gras – Kuh – Milch" für Jod 121 in der Abluft des Kernkraftwerkes Würgassen während der Weidezeit 1980

ISH 29/83 *Nürnberger, E.*
Anwendung eines elektronischen Partikelzählgerätes zur Zellzahlbestimmung von Grünalgen
(Scenedesmus quadricauda und Scenedesmus quadricauda substicatus)

ISH 30/83 *Knöpnadel, I., Schüttler, Ch., Reich, E., Bögl, W.*
Bestimmung der radiochemischen Reinheit von 10 Radiopharmaka

ISH 31/83 *Kaul, A.*
Strahlenexposition von Personal und Umwelt und Strahlenschutzmaßnahmen beim diagnostischen und therapeutischen Umgang mit radioaktiven Stoffen
(überarbeitete Neuauflage)

ISH 32/83 *Bögl, W., Heide, L.*
Die Messung der Chemilumineszenz von Zimt-, Curry-, Paprika- und Milchpulver als Nachweis einer Behandlung mit ionisierenden Strahlen

ISH 33/83 *Peńsko, J.*
Activited Carbon Bed Used for Integrating Measurements of ^{222}Rn Concentration in Air

ISH 34/84 *Kaul, A., Schmier, H.*
Überwachung und Bestimmung der internen Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland
Monitoring and Assessment of internal Exposure in the Federal Republic of Germany

ISH 35/83 *Schüttler, Ch., Bögl, W.*
Behandlung von Gewürzen mit ionisierenden Strahlen – Chemische, organoleptische, mikrobiologische und toxikologische Aspekte

ISH 36/83 *Hammermaier, A., Reich, E., Bögl, W.*
Vergleichende Untersuchung von verschiedenen Meßverfahren an Radiochromatogrammen zur Beurteilung der radiochemischen Reinheit von 10 Radiopharmaka

ISH 37/84 *Van de Flierdt, E., Reich, E., Bögl, W.*
Interaktionen zwischen Radiopharmaka und Therapeutika:
Tierexperimentelle Untersuchungen zur Beeinflussung der Pharmakokinetik von Technetium-Verbindungen durch Acetylsalicylsäure, Diazepam und Prednisolon

ISH 38/84 *Bäuml, A.*
Quality Control and Assurance in Diagnostic Radiology – Materials Prepared for a WHO Training Workshop,
Neuherberg, Oct. 27. – Nov. 3. 1982

ISH 39/84 *Kaul, A., Henrichs, K., Roedler, H.-D.*
Dosimetrie in der nuklearmedizinischen Diagnostik und Therapie sowie beim Umgang mit offenen radioaktiven Stoffen

ISH 40/84 *Thomas L. Cullen, S. J.*
– Strahlung und soziale Ethik –
– Eine theologische Betrachtung der Kernenergie – mit einem Vorwort von W. Seelentag

ISH 41/84 *Heide, L., Bögl, W.*
Die Messung der Chemilumineszenz von Feststoffen zur Dosisermittlung nach einer Strahlenexposition am Beispiel von Kaliumjodid und Zucker

ISH 42/84 *Hadnagy, W., Stephan, G.*
Untersuchungen zur Kombinationswirkung ionisierender Strahlen und Roentgenkontrastmittel auf Chromosomen in peripheren Lymphozyten des Menschen

ISH 43/84 *Kompa, R., Pensko, J., Schmier, H.*
Radonkonzentration und Exposition durch Radon-Folgeprodukte in Nichturan-Gruben in der Europäischen Gemeinschaft und Einflußgrößen

ISH 44/84 *Rosenberg, U., Bögl, W.*
Mikrowellen in der Lebensmittelindustrie
Eine Studie über die verschiedenen Anwendungsmöglichkeiten

ISH 45/84 *Wust, P.*
Diagnostik und Therapie bei Wundkontaminationen mit Transuranen

ISH 46/84 *Haubelt, R., Fischer, P., Sonnabend, H. R.*
Berechnung der Strahlenexposition durch Ableitungen radioaktiver Stoffe mit der Abluft aus Anlagen von Isotopenanwendern

ISH 47/84 *Stephan, G.*
Chromosomenanalysen bei exponierten und vermutlich exponierten Personen

Lebenslauf:

Am 30. August 1953 wurde ich als Sohn des Studiendirektors Jürgen Wust und seiner Frau Jutta Wust geb. Hase in Berlin-Charlottenburg geboren. Nach dem sechsjährigen Besuch der Grundschule wechselte ich auf die Erich-Hoepner-Oberschule (humanistisches Gymnasium), wo ich im Februar 1973 das Abitur ablegte.

Im Sommersemester 1973 begann ich das Studium der Physik an der Technischen Universität Berlin und setzte es nach drei Semestern an der Freien Universität Berlin (FUB) fort. Vom September 1976 bis August 1978 arbeitete ich am Hahn-Meitner-Institut für Kernforschung, wo ich eine Diplomarbeit auf dem Gebiet der Schwerionenphysik anfertigte. Die Diplomprüfung legte ich im August 1978 ab.

Im Wintersemester 1978/79 nahm ich das Studium der Humanmedizin an der FUB auf und bestand im November 1983 das dritte medizinische Staatsexamen. Das vorhergehende Praktische Jahr absolvierte ich im Klinikum Steglitz der FUB mit dem Wahlfach Radiologie. Begleitend zum Studium nahm ich an dem Modellversuch "Medizinische Physik" teil, den die FUB von 1980 bis 1983 durchführte, und arbeitete auf dem Gebiet der medizinischen Informatik in der Abteilung für Nuklearmedizin des Klinikums Steglitz.

Seit Januar 1984 bin ich in der Abteilung für Radiologie des Klinikums Charlottenburg der FUB als wissenschaftlicher Mitarbeiter beschäftigt.